

T.C.
GEBZE TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TEDAVİ AMAÇLI KULLANILAN LAZER, YOĞUN ATIMLI
IŞIK (IPL) VE IŞIK YAYAN DİYOT (LED) GİBİ IŞIK
KAYNAKLARININ DOKU BENZERİ MALZEMELER
ÜZERİNDEKİ SICAKLIK VE FOTOAKUSTİK
ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

HÜSEYİN OKAN DURMUŞ
DOKTORA TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI

GEBZE
2023

T.C.
GEBZE TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TEDAVİ AMAÇLI KULLANILAN LAZER,
YOĞUN ATIMLI IŞIK (IPL) VE IŞIK
YAYAN DİYOT (LED) GİBİ IŞIK
KAYNAKLARININ DOKU BENZERİ
MALZEMELER ÜZERİNDEKİ SICAKLIK
VE FOTOAKUSTİK ETKİLERİNİN
ARAŞTIRILMASI**

HÜSEYİN OKAN DURMUŞ
DOKTORA TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI

DANIŞMANI
PROF. DR. MİRHASAN SEYİTSOY

GEBZE
2023

T.R.
GEBZE TECHNICAL UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES

**INVESTIGATION OF THE
TEMPERATURE AND
PHOTOACOUSTICS EFFECTS OF LIGHT
SOURCES SUCH AS LASER, INTENSE
PULSED LIGHT (IPL) AND LIGHT-
EMITTING DIODE (LED) USED FOR
THERAPY PURPOSES ON TISSUE-
MIMICKING MATERIALS**

HÜSEYİN OKAN DURMUŞ
A THESIS SUBMITTED FOR THE DEGREE OF
DOCTOR OF PHILOSOPHY
DEPARTMENT OF PHYSICS

THESIS SUPERVISOR
PROF. DR. MİRHASAN SEYİTSOY

GEBZE
2023

GTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun 25/05/2023 tarih ve 2023/30 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından 16/06/2023 tarihinde tez savunma sınavı yapılan Hüseyin Okan DURMUŞ'un tez çalışması Fizik Anabilim Dalında DOKTORA tezi olarak kabul edilmiştir.

JÜRİ

ÜYE

(TEZ DANIŞMANI)

: Prof. Dr. MirHasan SEYİTSOY

ÜYE

: Prof. Dr. Savaş BERBER

ÜYE

: Prof. Dr. Kemal ÖZDOĞAN

ÜYE

: Prof. Dr. Nurcan DOĞAN

ÜYE

: Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Can ERTEN

ONAY

Gebze Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun
...../...../..... tarih ve/..... sayılı kararı.

İMZA/MÜHÜR

ÖZET

Sağlık sektöründe ışık temelli tedavi cihazları oldukça geniş bir yelpazede kullanılmakta ve bu cihazların çeşitliliği ve kullanım alanları da her geçen gün artmaktadır. Bu nedenle, ışık bazlı tedavi cihazların etkilerinin araştırılması önem kazanmaktadır. Sağlık alanındaki fizik bilimi çalışmaları çok yeni bir alan olduğu için yapılan bu deneysel çalışmalar öncü ve özgün değerdeki çalışmalardır. Bu çalışmada, doku benzeri malzemeler (fantomlar) kullanılarak, sağlık alanında kullanılan lazer, IPL ve LED gibi ışık temelli tedavi cihazlarının ışık etkilerinden dolayı oluşan sıcaklık ölçümlerinin yapılabilmesi ve fotoakustik etkilerin araştırılması amaçlanmıştır. Bir başka deyişle, bu çalışmada belirlenen birkaç ışık tedavi cihazı temelinde fantomlar kullanılarak in vitro ortamda tedavi cihazlarının termal ve fotoakustik etki çalışmaları yapılmıştır. Sıcaklık etkileri için çeşitli tipteki ısıtıcılar ve infrared termal kamera ölçüm yöntemleri, optik ölçümler için ise optik güç ölçer, tek toplayıcı küre, 200 nm - 1000 nm dalga boyu aralığına sahip geniş bant ışık kaynağı ve spektrometre ölçüm araçları kullanılmıştır. Ayrıca, fantomlar üzerindeki fotoakustik etkilerin belirlenebilmesi için fotoakustik etki ölçüm sistemi kurulmuştur. Bu kapsamda kas ve karaciğer gibi yumuşak dokuları simüle eden doku benzeri malzemeler üretilmiştir. Doku benzeri malzemeler üretildikten sonra, bu yapay dokuların gerçek dokuları simüle edebilme kabiliyetleri için akustik ve optik olarak karakterizasyon çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Akustik olarak fantomların ses hızı, yoğunluk, akustik empedans ve zayıflama katsayıları ölçümleri yapılırken optik olarak da fantomların makroskobik (absorbans, geçirgenlik, yansıma, kırıcılık indisi, zayıflama katsayısı) ve mikroskopik (Kubelka-Munk fonksiyon yöntemi kullanılarak, absorpsiyon katsayısı, saçılma katsayısı ve azaltılmış saçılma katsayısı) optik özellikleri ölçülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Işık Temelli Tedavi Cihazları, Lazer, IPL, LED, Sıcaklık Ölçümü, Fotoakustik Etki Ölçümü, Doku Benzeri Malzemeler, Fantomlar, Akustik ve Optik Karakterizasyon.

SUMMARY

Therapeutic devices are used in a wide range in the health sector, and the variety and areas of use of these devices are also increasing day by day. Therefore, it is important to investigate the effects of light-based treatment devices. Since physical science studies in the field of health are a very new field, these experimental studies are pioneering and original studies. In this study, using tissue-mimicking materials (phantoms), it was aimed to make temperature measurements that occur due to the light effects of light-based therapy devices such as laser, IPL and LED used in the health field and to investigate the photoacoustic effects. In other words, thermal and photoacoustic effect studies of these therapy devices have been conducted in vitro using phantoms based on the several identified light-based therapy devices. Various types of thermocouples and infrared thermal camera measurement methods were used for temperature effects; optical power meter, single integrating sphere, broadband light source with a wavelength range of 200 nm -1000 nm and spectrometer measurement tools were used for optical measurements. In addition, a photoacoustic effect measurement system has been established to determine the photoacoustic effects on the phantoms. In this context, tissue-mimicking materials that simulate soft tissues such as muscle and liver have been produced. After tissue-mimicking materials were produced, acoustic and optical characterization studies were conducted for the ability of these artificial tissues to simulate real tissues. While acoustically, sound velocity, density, acoustic impedance, and attenuation coefficient values of phantoms were measured. Optically, macroscopic (absorbance, transmittance, reflectance, refractive index, attenuation coefficient) and microscopic (absorption coefficient, scattering coefficient and the reduced scattering coefficient by using the Kubelka-Munk function method) optical properties of the phantoms were measured.

Key Words: Light-Based Therapy Devices, Laser, IPL, LED, Temperature Measurement, Photoacoustic Effect Measurement, Tissue-Mimicking Materials, Phantoms, Acoustic and Optical Characterization.

TEŞEKKÜR

Bu doktora tezinin tamamlanmasında emeği geçen herkese en içten şükranlarımı sunuyorum. Bana uzunca bir aradan sonra mesleğim Fizikte doktora yapma şansını tanıyan rahmetli hocam Prof. Dr. Rauf SÜLEYMANLI'ya öncelikle teşekkürü bir borç bilirim.

Her şeyden önce, tüm süreç boyunca sarsılmaz desteği, rehberliği ve cesaretlendirmesi için danışmanım, sayın hocam Prof. Dr. MirHasan SEYİTSOY'a şükranlarımı sunuyorum. Hocamın paha biçilmez sabrı, içgörüsü ve uzmanlığı, bu araştırmanın yönünü ve sonucunu şekillendirmemde etkili olmuştur. Yapıcı geri bildirimleri ve destekleri için tez komitemden Prof. Dr. Savaş BERBER ve Prof. Dr. Kemal ÖZDOĞAN hocalarıma da minnettarım.

Ayrıca bu araştırmanın tamamlanması için gerekli tüm kaynak ve imkanları sağlayan kurum olan, ülkemizin göz bebeği TÜBİTAK'a ve TÜBİTAK UME'ye de teşekkürlerimi sunuyorum. Özellikle beni doktora yapmaya teşvik eden TÜBİTAK UME Enstitü Müdürümüz sayın hocam Doç. Dr. Mustafa ÇETİNTAŞ'a, doktora çalışmalarımı destekleyen Fizik Grubundan Sorumlu Enstitü Müdür Yardımcımız Doç. Dr. Ramiz HAMİD'e, beni özellikle yeni bir araştırma alanı olan medikal optik sahasında araştırma yapmaya teşvik eden ve çalışmalarımı sürekli destekleyen Medikal Metroloji Laboratuvarı Sorumlumuz Doç. Dr. Baki KARABÖCE'ye, tez çalışmamdaki önemli destekleri için kıymetli laboratuvar arkadaşlarım Dr. Emel ÇETİN ARI ile Dr. Cengiz BİRLİKSEVEN'e, Optik Laboratuvarı'ndan Doç. Dr. Ferhat SAMETOĞLU'na ve Akustik Laboratuvarı'ndaki çalışma arkadaşlarım ve çok değerli kıdemli hocalarım Dr. Eyüp BİLGİÇ, Dr. Enver SADIKOĞLU ile Dr. Cafer KIRBAŞ'a çok teşekkür ediyorum.

Çalışmalarım sırasında desteklerini hiçbir zaman benden esirgemeyen ve sıkıntılarımı paylaşan sevgili eşim Aynur ve sevgili oğlum Aykan'a, can kardeşlerime, çalışma arkadaşlarıma ve stajyerlerimize derinden minnettarım. Onların sevgisi, anlayışı ve yüreklendirmesi, doktora sürecinde benim için sürekli bir güç ve motivasyon kaynağı olmuştur.

Son olarak tezimi, yıllar boyunca beni özenle yetiştiren ve sarsılmaz destekleriyle birçok zorluğun üstesinden gelmemi sağlayan, beni bugünlere getiren genç yaşlarda kaybettiğim rahmetli annem Nazan DURMUŞ ve rahmetli babam Dursun DURMUŞ'a ithaf ediyorum.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	v
SUMMARY	vi
TEŞEKKÜR	vii
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiv
TABLolar DİZİNİ	xxvi

1. GİRİŞ	1
1.1. Tezin Amacı, Katkısı ve İçeriği	2
2. TEMEL KAVRAMLAR	4
2.1. Lazerler	4
2.1.1. Lazerlerin Tıpta Kullanımı	5
2.1.2. Yüksek Yoğunluklu Lazer Tedavileri	14
2.1.3. Düşük Yoğunluklu Lazer Tedavileri	14
2.2. Yoğun Atımlı Işık (IPL)	15
2.2.1. Yoğun Atımlı Işık (IPL) Tedavileri	16
2.3. Işık Yayan Diyot (LED)	17
2.3.1. Işık Yayan Diyot (LED) Tedavileri	17
2.4. Doku Benzeri Malzemeler / Fantomlar	18
2.5. Darbe-Yankı Yöntemi ile Gerçekleştirilen Akustik Karakterizasyon	20
2.6. Spektroskopi	21
2.7. Optik Karakterizasyon ve Kubelka-Munk Fonksiyonu Yaklaşımı	23
2.8. Isıl Çiftler ve Sıcaklık Ölçümü	25
2.9. İnsan Vücut Sıcaklığı ve Dokularda Sıcaklık Ölçümünün Önemi	26
2.10. Metroloji, Medikal Metroloji ve Ölçüm Belirsizliği	28
2.11. Kızıl Ötesi Termal Kamera ile Sıcaklık Ölçümü	30
2.12. Optik Güç Ölçümü ve Termal Sensörler	30
2.13. Modern Fizik, Emissivite ve Işınım	31

2.14. Fotoakustik Etki ve Uygulamaları	34
2.14.1. Fotoakustik Etkinin Teorileri	42
3. DENEYSEL TEKNİKLER	44
3.1. Doku Benzeri Malzemeler ve Üretimi	44
3.1.1. Agar Fantomu	44
3.1.2. Zerdine Fantomu	46
3.1.3. Kas Fantomu	47
3.2. Doku Benzeri Malzemelerin Akustik Karakterizasyonu	48
3.3. Spektroskopi Yaklaşımıyla Yapılan Optik Özelliklerin Ölçümü	51
3.3.1. Tek Toplayıcı Küre ile Yapılan Spektroskopik Ölçümler	51
3.3.2. Kosinüs Düzeltme Giriş Difüzörü ile Spektroskopik Ölçümler (IEC Fantomu)	53
3.4. Doku Benzeri Malzemelerin Optik Karakterizasyonu	55
3.5. Sıcaklık Ölçüm Sistemleri ve Kullanılan Isıl Çiftler	56
3.6. Kızıl Ötesi Termal Kamera Ölçümü	60
3.7. Termal Sensör ile Optik Güç Ölçümü	61
3.8. 635 nm Dalga Boylu Düşük Güçlü Lazer	61
3.9. Yoğun Atımlı Işık (IPL) Kaynağı	62
3.10. Işık Yayan Diyot (LED) Kaynağı	62
3.11. Işık Dozu ve Hesaplaması (Emisivite ile)	63
3.12. Fotoakustik Ölçüm Düzeneği	63
4. YAPILAN DENEYSEL ÇALIŞMALAR ve YORUMLAR	66
4.1. Doku Benzeri Malzemelerin Akustik Karakterizasyon Çalışması	66
4.2. Doku Benzeri Malzemelerin Optik Karakterizasyon Çalışması	68
4.3. Lazer ile Yapılan Sıcaklık Ölçümleri	96
4.3.1. Lazer ile Agar Fantomu Üzerinde Yapılan İç Sıcaklık Ölçümleri	97
4.3.1.1. DBK83 Sıcaklık Ölçüm Sistemi ile Agar Fantomu Üzerinde Yapılan İç Sıcaklık Ölçümleri	98
4.3.1.2. MEDMET Sıcaklık Ölçüm Sistemi ile Agar Fantomu Üzerinde Yapılan İç Sıcaklık Ölçümleri	114
4.3.2. Lazer ile Zerdine Fantomu Üzerinde Yapılan İç Sıcaklık Ölçümleri	116

4.3.2.1. DBK83 Sıcaklık Ölçüm Sistemi ile Zerdine Fantomu Üzerinde Yapılan İç Sıcaklık Ölçümleri	117
4.3.2.2. MEDMET Sıcaklık Ölçüm Sistemi ile Zerdine Fantomu Üzerinde Yapılan İç Sıcaklık Ölçümleri	133
4.3.3. Lazer ile Kas Fantomu Üzerinde Yapılan İç Sıcaklık Ölçümleri	135
4.3.3.1. DBK83 Sıcaklık Ölçüm Sistemi ile Kas Fantomu Üzerinde Yapılan İç Sıcaklık Ölçümleri	136
4.3.3.2. MEDMET Sıcaklık Ölçüm Sistemi ile Kas Fantomu Üzerinde Yapılan İç Sıcaklık Ölçümleri	151
4.3.4. Lazer ile Fantomlar Üzerinde Termal Kamera ile Yapılan Yüzey Sıcaklığı Ölçümleri	153
4.3.5. Lazerin Optik Güç Ölçümü	160
4.4. Yoğun Atımlı Işık (IPL) ile Yapılan Sıcaklık ve Optik Güç Ölçümleri	164
4.4.1. Agar Fantomu Üzerinde IPL ile Yapılan Sıcaklık Ölçümleri	165
4.4.2. Zerdine Fantomu Üzerinde IPL ile Yapılan Sıcaklık Ölçümleri	165
4.4.3. Kas Fantomu Üzerinde IPL ile Yapılan Sıcaklık Ölçümleri	166
4.4.4. Renklendirilmiş İki Farklı Agar Fantomu Üzerinde IPL Işık ile Yapılan Sıcaklık ve Optik Güç Ölçümleri	168
4.5. Işık Yayan Diyot (LED) ile Yapılan Sıcaklık ve Optik Güç Ölçümleri	181
4.6. Farklı Katı Malzemeler ve Doku Benzeri Malzemeler Üzerinde Yapılan Fotoakustik Etki Sinyallerinin Ölçümleri	188
4.6.1. Farklı Katı Malzemeler Üzerinde Yapılan Fotoakustik Etki Sinyallerinin Ölçümü	190
4.6.2. Doku Benzeri Malzemeler Üzerinde Yapılan Fotoakustik Etki Sinyallerinin Ölçümü	195
4.7. Fotoakustik Etki Ölçümleri Üzerinden Yapılan Optik Karakterizasyon Hesaplamaları	201
5. SONUÇLAR	207
KAYNAKLAR	213
ÖZGEÇMİŞ	227
EKLER	228

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<u>Simgeler ve</u> <u>Kisaltmalar</u>	<u>Açıklamalar</u>
A	: Absorbans
T	: Geçirgenlik, Transmittans
R	: Yansıma, Reflektans
μ_a	: Absorpsiyon katsayısı
μ_s	: Saçılma katsayısı
μ_s'	: Azaltılmış saçılma katsayısı
g	: Anizotropi faktörü
n	: Kırılma indisi (n)
I	: Işık termal radyasyon yoğunluğu/şiddeti, W/m ² veya W/cm ²
e	: Yüzey radyasyon emisivite katsayısı
σ	: Stefan-Boltzmann sabiti ($\sigma = 5,6703 \times 10^{-8} \text{ Watt} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$),
A	: Yayılan radyasyonun boşluk açıklığının alanı
λ	: Dalga boyu, m
ν veya f	: Işığın frekansı, Hertz veya Hz
ω	: Dairesel frekans
$\tilde{\nu}$	: Dalga sayısı
T	: Sıcaklık, K
h	: Planck sabiti ($h = 6,626 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$)
α	: Soğurma katsayısı, m ⁻¹
s	: Saniye
V	: Gerilim, Volt
A	: Akım, A
P	: Güç, Watt, W
A(φ)	: Genlik
φ	: Polarizasyon açısı
δ	: Faz açısı
ϵ	: Molar soğurma katsayısı

d	: Kalınlık
ρ	: Yoğunluk, kg/m^3
x	: Katedilen mesafe
t	: Zaman
c	: Soğurucu bileşiğin konsantrasyonu
l	: Işığın katettiği yol uzunluğu
M	: Molar
n	: Mol sayısı, mol
V	: Hacim, litre (L veya l)
m	: Kütle, (kg veya g)
m_A	: Molar kütle
c	: Ses hızı, m/s
β	: Termal genleşme katsayısı
C_p	: Özgül ısı
H	: Optik radyasyon ışını tarafından biriktirilen birim hacim ve zaman başına enerji
$p(r \rightarrow t)$	: Uzay ve zamanın bir fonksiyonu olan akustik dalganın basıncı
p_0	: İlk basınç artışı
F	: Işınlanan enerjisinin akışı, J/cm^2
$A(r \rightarrow)$	: Yutucunun geometrisini tanımlayan uzayın bir fonksiyonu
$I(t)$	: Gelen optik darbenin/atımın zamana bağlılığı
Γ	: Dokunun termal ve mekanik özelliklerini temsil eden Grüneisen katsayısı
$PA(\lambda, z)$	: Akustik basınç dalgası
Φ	: Işınlanmış enerjinin akısı
Z	: Akustik empedans
Rayl	: Akustik empedans birimi, $\text{kg/(m}^2 \cdot \text{s)}$
TMM	: Doku Benzeri Malzeme (TBM)
OD	: Optik Yoğunluk (Optical Density, OD)
IPL	: Yoğun Atımlı Işık
LED	: Işık Yayan Diyot
LLLT	: Düşük Seviyeli/Güçlü/Yoğunluklu Lazer Tedavisi

HLLT	: Yüksek Seviyeli/Güçlü/Yoğunluklu Lazer Tedavisi
FAE	: Fotoakustik Etki
PEO	: Darbe Yankı Çakışması (Pulse Echo Overlap)
NDT	: Tahribatsız muayene
İn vitro	: Dış ortamda yapılan
İn vivo	: Canlı organizma içinde yapılan
VIS/Visible	: Görünür ışık bölgesi
IR/Infrared	: Kızıl ötesi ışık bölgesi
UV/Ultraviolet	: Mor ötesi ışık bölgesi
HbO ₂	: Oksihemoglobin
Hb	: Deoksihemoglobin
MBD	: Metilen mavisi boya
ICG	: İndosiyanin yeşili
IEC	: Uluslararası Elektromekanik Komisyonu (International Electromechanical Commission)
NASA	: ABD Ulusal Havacılık ve Uzay Dairesi
FDA	: ABD Gıda ve İlaç Dairesi
OA	: Optoakustik
TA	: Termoakustik
PAS	: Fotoakustik Spektroskopi
PAI	: Fotoakustik Görüntüleme
PAM	: Fotoakustik Mikroskopi
PAT	: Fotoakustik Tomografi
MPA	: Moleküler Fotoakustik
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil No:</u>	<u>Sayfa</u>
2.1:	Bir lazer kaynağının şematik gösterimi. 8
2.2:	Lazer oluşum mekanizması. 8
2.3:	Farklı ortamlardan geçen ışın hızının değişmesi. 11
2.4:	Tipik bir flaş uyarımlı gaz lazer kaynağının şematik gösterilişi. 13
3.1:	Agar Fantomu. 45
3.2:	Darbe-yankı yöntemi kullanılarak ultrasonik ses hızının belirlenmesinde kullanılan deney düzeneği. 48
3.3:	Darbe-yankı yöntemi ile ses hızının belirlenmesinde gözlemlenen yankı desenleri. 49
3.4:	Lazer kaynağı ve tek toplayıcı küre kullanılarak yapılan optik güç ölçümü. 52
3.5:	a) Fantomun makroskobik optik parametre ölçümünü gösteren bir resim; b) Deney kurulumu. 1-deneysel masa, 2-ışık kaynağı, 3-örnek (fantom veya DBM=TMM), 4-tek toplayıcı küre, 5-kompakt spektrometre, 6-bilgisayar ve 7-bilgisayar monitörü. 53
3.6:	a) Fantomun optik parametrelerinin ölçümünü gösteren bir fotoğraf; b) Deney kurulumu; 1-deney masası, 2-ışık kaynağı, 3-numune (fantom veya DBM=TMM), 4-kosinüs düzeltme difüzörü, 5-kompakt spektrometre, 6-bilgisayar ve 7-bilgisayar monitörü. 54
3.7:	Optik Değerlendirme Yazılımının Ekran Görüntüsü. 54
3.8:	(a, b) DBK83 sıcaklık ölçüm sisteminin resmi ve (c, d) Bu sistemde kullanılan T-Tipi ısı çiftler. 57
3.9:	(a) UME MEDMET sıcaklık ölçüm sisteminin resmini, (b) Bu sistemde kullanılan NTC-Tipi termistör sıcaklık sensörleri ve fantom kabı içindeki ısı çiftlerin yerleşimini, (c) birinci sıcaklık ölçüm deneyindeki fantom içindeki T-tipi ısı çiftlerin yerleşimini (d) fantom kabının çapraz görünüş çizimini ve (e) ikinci sıcaklık ölçüm deneyinde fantom kabının üstten görünüş çizimini göstermektedir. 58

3.10:	UME MEDMET deney düzeneği ve sıcaklık ölçüm cihazı.	59
3.11:	UME MEDMET sıcaklık ölçüm cihazının yazılım arayüz ekranı.	60
3.12:	Optris PI kızılötesi termal kamera ile yüzey sıcaklığı ölçümü.	60
3.13:	IPL terapi cihazı ve kullanımı.	62
3.14:	Farklı ışıklara sahip Tristar One marka LED terapi cihazı.	63
3.15:	Fotoakustik Ölçüm Düzeneği.	64
4.1:	Fantomlarda optik güç ölçümlerinin alınması.	68
4.2:	Zerdine fantomunun tek toplayıcı küre ile optik özelliklerinin belirlenmesi.	70
4.3:	İçine Zerdine fantomu dökülmüş numune kapları.	70
4.4:	Zerdine fantomunun tek toplayıcı küre ile belirlenen temel optik özellikleri.	71
4.5:	Zerdine fantomunun atenüasyon/zayıflama katsayısı grafiği.	72
4.6:	a) Geniş bant beyaz ışık kaynağı kullanılarak kas fantomunun optik parametreler ölçümünü gösteren bir resim; b) Deney kurulumu. 1-deney masası, 2-ışık kaynağı, 3-numune (fantom veya DBM=TMM), 4-tek toplayıcı küre, 5-kompakt spektrometre, 6-bilgisayar ve 7-bilgisayar monitörü.	74
4.7:	Agar fantomunun absorbands grafiği.	75
4.8:	Agar fantomunun geçirgenlik grafiği.	76
4.9:	Agar fantomunun yansıma grafiği.	76
4.10:	Agar fantomunun kırılma indisi grafiği.	77
4.11:	Agar fantomunun optik zayıflama katsayısı grafiği.	77
4.12:	Agar fantomunun saçılma katsayısı grafiği.	78
4.13:	Agar fantomunun absorpsiyon katsayısı grafiği.	78
4.14:	Agar fantomunun azaltılmış saçılma katsayısı grafiği.	79
4.15:	Zerdine fantomunun absorbands grafiği.	79
4.16:	Zerdine fantomunun geçirgenlik grafiği.	80
4.17:	Zerdine fantomunun yansıma grafiği.	80
4.18:	Zerdine fantomunun kırılma indisi grafiği.	81
4.19:	Zerdine fantomunun optik zayıflama katsayısı grafiği.	81
4.20:	Zerdine fantomunun saçılma katsayısı grafiği.	82

4.21:	Zerdine fantomunun absorpsiyon katsayısı grafiği.	82
4.22:	Zerdine fantomunun azaltılmış saçılma katsayısı grafiği.	83
4.23:	Kas fantomunun absorbans grafiği.	83
4.24:	Kas fantomunun geçirgenlik grafiği.	84
4.25:	Kas fantomunun yansıma grafiği.	84
4.26:	Kas fantomunun kırılma indisi grafiği.	85
4.27:	Kas fantomunun optik zayıflama katsayısı grafiği.	85
4.28:	Kas fantomunun saçılma katsayısı grafiği.	86
4.29:	Kas fantomunun absorpsiyon katsayısı grafiği.	86
4.30:	Kas fantomunun azaltılmış saçılma katsayısı grafiği.	87
4.31:	İncelenen fantomların tespit edilen tepe dalga boyları değerleri.	87
4.32:	İncelenen fantomların tespit edilen absorbans değerleri.	88
4.33:	İncelenen fantomların tespit edilen geçirgenlik değerleri.	88
4.34:	İncelenen fantomların tespit edilen yansıma değerleri.	89
4.35:	İncelenen fantomların tespit edilen kırılma indisi değerleri.	89
4.36:	İncelenen fantomların tespit edilen optik zayıflama katsayısı değerleri.	90
4.37:	İncelenen fantomların tespit edilen saçılma katsayısı değerleri.	90
4.38:	İncelenen fantomların tespit edilen absorpsiyon katsayısı değerleri.	91
4.39:	İncelenen fantomların tespit edilen azaltılmış saçılma katsayısı değerleri.	91
4.40:	IEC fantomunun absorbans grafiği.	93
4.41:	IEC fantomunun geçirgenlik grafiği.	93
4.42:	IEC fantomunun yansıma grafiği.	94
4.43:	IEC fantomunun kırılma indisi grafiği.	94
4.44:	IEC fantomunun optik zayıflama katsayısı grafiği.	95
4.45:	IEC fantomunun saçılma katsayısı grafiği.	95
4.46:	IEC fantomunun absorpsiyon katsayısı grafiği.	96
4.47:	IEC fantomunun azaltılmış saçılma katsayısı grafiği.	96
4.48:	Deney sırasında kap içinde bulunan agar fantomu ve lazer aktif haldeyken agar fantomu içinden ısılıçiftler ile alınan sıcaklık ölçümleri.	97

4.49:	20 saniye boyunca agar fantomu 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.	98
4.50:	20 saniye boyunca agar fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.	99
4.51:	20 saniye boyunca agar fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.	100
4.52:	40 saniye boyunca agar fantomu üzerine 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.	101
4.53:	40 saniye boyunca agar fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.	102
4.54:	40 saniye boyunca agar fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.	103
4.55:	60 saniye boyunca agar fantomu üzerine 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.	104
4.56:	60 saniye boyunca agar fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.	105
4.57:	60 saniye boyunca agar fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.	106
4.58:	80 saniye boyunca agar fantomu üzerine 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.	107

4.59:	80 saniye boyunca agar fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.	108
4.60:	80 saniye boyunca agar fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.	109
4.61:	Sıfır konumunda agar fantomu üzerinde ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.	110
4.62:	Lazer ile agar fantomu arasındaki mesafe 5 mm iken ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.	110
4.63:	Lazer ile agar fantomu arasındaki mesafe 10 mm iken ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.	111
4.64:	Lazer ile agar fantomu arasındaki mesafe 15 mm iken ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.	112
4.65:	Lazer ile agar fantomu arasındaki mesafe 20 mm iken ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.	113
4.66:	Lazer ile agar fantomu arasındaki mesafe 25 mm iken ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.	113
4.67:	Sıcaklık ölçüm cihazı kullanılarak bir fantomun farklı derinliklerinde 635 nm kırmızı lazer ile sıcaklık ölçümünün alınması.	114
4.68:	Agar Fantomu için farklı mesafeler ve farklı lazer uygulama süreleri için belirlenen ortalama sıcaklıkları.	115
4.69:	Agar fantomu için farklı mesafeler ve farklı lazer uygulama süreleri için belirlenen maksimum sıcaklık farkları.	115
4.70:	Deney sırasında siyah kap içinde bulunan Zerdine fantomu (şeffaf, cam gibi bir yapıya sahiptir) ve lazer aktif haldeyken Zerdine fantomu içinden ısı çiftleri ile yapılan sıcaklık ölçümleri.	116
4.71:	20 saniye boyunca Zerdine fantomu 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.	117

4.72:	20 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.	118
4.73:	20 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.	119
4.74:	20 saniye boyunca Sıfır mesafe haricindeki Zerdine fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.	120
4.75:	40 saniye boyunca Zerdine fantomu 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.	121
4.76:	40 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.	122
4.77:	40 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.	123
4.78:	60 saniye boyunca Zerdine fantomu 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.	124
4.79:	60 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.	125
4.80:	60 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.	126
4.81:	80 saniye boyunca Zerdine fantomu 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.	127

4.82:	80 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.	128
4.83:	80 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.	129
4.84:	Sıfır konumunda Zerdine fantomu üzerinde ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.	130
4.85:	Lazer ile Zerdine fantomu arasındaki mesafe 5 mm iken ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.	130
4.86:	Lazer ile Zerdine fantomu arasındaki mesafe 10 mm iken ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.	131
4.87:	Lazer ile Zerdine fantomu arasındaki mesafe 15 mm iken ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.	132
4.88:	Lazer ile Zerdine fantomu arasındaki mesafe 20 mm iken ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.	132
4.89:	Lazer ile Zerdine fantomu arasındaki mesafe 25 mm iken ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.	133
4.90:	Zerdine Fantomu için farklı mesafeler ve farklı lazer uygulama süreleri için belirlenen ortalama sıcaklıkları.	134
4.91:	Zerdine fantomu için farklı mesafeler ve farklı lazer uygulama süreleri için belirlenen maksimum sıcaklık farkları.	134
4.92:	Deney sırasında siyah kap içinde bulunan kas fantomu ve lazer aktif haldeyken kas fantomu içinden ısı çiftleri ile yapılan sıcaklık ölçümleri.	135
4.93:	20 saniye boyunca kas fantomu 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.	136
4.94:	20 saniye boyunca kas fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.	137

4.95:	20 saniye boyunca kas fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.	138
4.96:	40 saniye boyunca kas fantomu 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.	139
4.97:	40 saniye boyunca kas fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.	140
4.98:	40 saniye boyunca kas fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.	141
4.99:	60 saniye boyunca kas fantomu 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.	142
4.100:	60 saniye boyunca kas fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.	143
4.101:	60 saniye boyunca kas fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.	144
4.102:	80 saniye boyunca kas fantomu 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.	145
4.103:	80 saniye boyunca kas fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.	146
4.104:	80 saniye boyunca kas fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.	147

4.105:	Sıfır konumunda kas fantomu üzerinde ısı çiftler tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.	148
4.106:	Lazer ile kas fantomu arasındaki mesafe 5 mm iken ısı çiftler tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.	148
4.107:	Lazer ile kas fantomu arasındaki mesafe 10 mm iken ısı çiftler tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.	149
4.108:	Lazer ile kas fantomu arasındaki mesafe 15 mm iken ısı çiftler tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.	150
4.109:	Lazer ile kas fantomu arasındaki mesafe 20 mm iken ısı çiftler tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.	150
4.110:	Lazer ile kas fantomu arasındaki mesafe 25 mm iken ısı çiftler tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.	151
4.111:	Kas fantomu için farklı mesafeler ve farklı lazer uygulama süreleri için belirlenen ortalama sıcaklıkları.	152
4.112:	Kas fantomu için farklı mesafeler ve farklı lazer uygulama süreleri için belirlenen maksimum sıcaklık farkları.	152
4.113:	Zerdine fantomunda lazer ışığının yol açtığı yüzey sıcaklıkları için kurulan ölçüm düzeneği.	153
4.114:	4 ve 5 cm uzaklıktan farklı sürelerde ölçülen yüzey sıcaklıkları.	154
4.115:	20, 40, 60 ve 80 saniye sürelerde farklı uzaklıklarda ölçülen yüzey sıcaklıkları.	154
4.116:	Farklı boyalara boyanan fantom yüzeyleri.	155
4.117:	Absorber kullanılarak yapılan yüzey sıcaklık ölçümü.	156
4.118:	Yüzey sıcaklıkları ölçüm ekranları.	156
4.119:	Farklı mesafelerde, 20, 40, 60 ve 80 s sürelerde ölçülen yüzey sıcaklık farkları.	157
4.120:	Farklı mesafelerde, 20, 40, 60 ve 80 s sürelerde ölçülen yüzey sıcaklık farkları.	158
4.121:	Lazerden farklı mesafelerdeki yüzeyde oluşan ortalama sıcaklık yükselme eğilimi.	159
4.122:	Mavi renkli özel soğurucu malzemenin yakın mesafede kömürleşmesi.	160

4.123:	Lazer optik güç yoğunluğu ölçüm sistemi.	160
4.124:	Lazerin optik güç yoğunluğunun belirlenmesi.	161
4.125:	Lazerin belirlenen optik güç yoğunluğu eğrisi.	162
4.126:	Kullanılan optik güç ölçer ve termal sensör, (b) Fantomun termal sensör üzerindeki konumu. (c) 35,3 mm derinlik ve (d) 15,4 mm derinlik için optik güç ölçümünün gösterimi.	164
4.127:	IPL ile kas fantom ile yapılan bir sıcaklık ölçüm çalışması.	164
4.128:	Kas fantomu deneyinde her bir IPL güç seviyesi atımında tespit edilen maksimum sıcaklıklar.	167
4.129:	Hazırlanan kahve fantomuna IPL uygulanması ile sıcaklık ve optik güç ölçümlerinin alınması.	168
4.130:	Ağırlıkça %0,1 kahve fantomu için IPL cihazının farklı güç seviyelerinde ve fantomun farklı derinliklerinde ölçülen ortalama sıcaklık değerleri.	169
4.131:	Ağırlıkça %0,1 kahve fantomu için fantom içinde farklı güç seviyelerinin farklı derinliklerde yol açtığı sıcaklık farkları.	171
4.132:	Ağırlıkça %0,1 kahve fantomu için IPL cihazının farklı güç seviyelerindeki optik güç ölçümleri.	172
4.133:	Ağırlıkça %1 kahve fantomu için IPL cihazının farklı güç seviyelerinde ve fantomun farklı derinliklerinde ölçülen ortalama sıcaklık değerleri.	175
4.134:	Ağırlıkça %1 kahve fantomu için fantom içinde farklı güç seviyelerinin farklı derinliklerde yol açtığı sıcaklık farkları.	177
4.135:	Ağırlıkça %1 kahve fantomu için IPL cihazının farklı güç seviyelerindeki optik güç ölçümleri.	178
4.136:	İçinde ısıtıcı çiftler bulunan agar fantomu.	181
4.137:	LED terapi altında agar fantomu için hazırlanan ölçüm düzeneği.	182
4.138:	DBK-83 sıcaklık ölçüm sistemi ve Fluke 289 True RMS multimetre.	182
4.139:	Fantomun kırmızı LED ışığı altında yapılan sıcaklık ölçümü.	183
4.140:	Optik güç ölçümleri.	183

4.141:	Farklı LED ışıkları altında agar fantomu içinde yapılan iç sıcaklık ölçümleri.	184
4.142:	Farklı LED ışıkların fantom içinde yol açtığı sıcaklık yükselme farkları.	185
4.143:	Farklı LED ışıkları altında agar fantomu yüzeyinde yapılan yüzey sıcaklık ölçümleri.	186
4.144:	Farklı LED ışıkların fantom yüzeyinde yol açtığı sıcaklık yükselme farkları.	187
4.145:	Fantom yüzeyinde farklı LED ışıkları altında ölçülen optik güçler.	187
4.146:	Normal ortama göre farklı LED ışıklarının yol açtığı optik güç farkları.	188
4.147:	Fotoakustik ölçüm sistemi.	189
4.148:	Darbeli lazer ışığı ile test edilen malzemenin fotoakustik olarak tetiklenmesi sürecinin yanal olarak gösterimi.	190
4.149:	Fotoakustik ölçüm düzeneğinde incelenen katı malzemelerin resimleri.	190
4.150:	Emici/soğurucu malzemenin fotoakustik spektrumu.	191
4.151:	Pirinç malzemenin fotoakustik spektrumu.	191
4.152:	Strafor malzemenin fotoakustik spektrumu.	192
4.153:	İncelenen tüm malzemelerin fotoakustik spektrumu.	192
4.154:	20 Hz’de yapılan malzemelerin yoğunluk-fotoakustik sinyal karşılaştırması.	193
4.155:	25 Hz’de yapılan malzemelerin yoğunluk-fotoakustik sinyal karşılaştırması.	194
4.156:	40 Hz’de yapılan malzemelerin yoğunluk-fotoakustik sinyal karşılaştırması.	194
4.157:	Agar fantomunun farklı kırıyıcı frekanslarında elde edilen fotoakustik spektrumu.	196
4.158:	Zerdine fantomunun farklı kırıyıcı frekanslarında elde edilen fotoakustik spektrumu.	196
4.159:	Kas fantomunun farklı kırıyıcı frekanslarında elde edilen fotoakustik spektrumu.	197

4.160:	Farklı kısıyıcı frekanslarındaki tüm fantomların fotoakustik spektrumu.	198
4.161:	Fotoakustik hücredeki normal havanın farklı kısıyıcı frekanslarındaki fotoakustik spektrumu.	198
4.162:	Net agar fantomunun farklı kısıyıcı frekanslarındaki fotoakustik spektrumu.	199
4.163:	Net Zerdine fantomunun farklı kısıyıcı frekanslarındaki fotoakustik spektrumu.	199
4.164:	Net kas fantomunun farklı kısıyıcı frekanslarındaki fotoakustik spektrumu.	200
4.165:	Farklı kısıyıcı frekanslarında net fantom sinyallerinin fotoakustik spektrumu.	200
4.166:	635 nm dalga boyu için 10 Hz kısıyıcı frekansındaki fantomların geçirgenlik değeri.	201
4.167:	635 nm dalga boyu için 10 Hz kısıyıcı frekansındaki fantomların absorpsiyon değeri.	202
4.168:	635 nm dalga boyu için 10 Hz kısıyıcı frekansında fantomların yansıma değeri.	202
4.169:	635 nm dalga boyu için 10 Hz kısıyıcı frekansındaki fantomların kırılma indisi değeri.	203
4.170:	635 nm dalga boyu için 10 Hz kısıyıcı frekansındaki fantomların lineer zayıflama katsayısı değeri.	203
4.171:	635 nm dalga boyu için 10 Hz kısıyıcı frekansındaki fantomların absorpsiyon katsayısı değeri.	204
4.172:	635 nm dalga boyu için 10 Hz kısıyıcı frekansındaki fantomların saçılma katsayısı değeri.	204
4.173:	635 nm dalga boyu için 10 Hz kısıyıcı frekansındaki fantomların azaltılmış saçılma katsayısı değeri.	205

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No:</u>	<u>Sayfa</u>
2.1: Tıp alanında kullanılan bazı lazerler ve uygulama sahaları.	13
4.1: Kas, agar ve Zerdine isimli doku benzeri malzemelerin akustik karakterizasyonları.	66
4.2: Agar bazlı kahve fantomlarının akustik karakterizasyonları.	67
4.3: Agar ve Zerdine Fantomlarının Termal Sensör ve Optik Güç Ölçümü Yapılarak Belirlenen Optik Özellikleri.	72
4.4: 635 nm'de ortalama olarak agar ve Zerdine fantomlarının hesaplanan mikroskobik optik özellikleri.	73
4.5: 10 saniyeye kadar kullanılan lazer için hesaplanan MPE değerleri.	163
4.6: Agar fantomu içindeki ısı çiftler tarafından tespit edilen sıcaklıklar.	165
4.7: Her bir IPL güç seviyesinde agar fantomu içinde ısı çiftler tarafından tespit edilen maksimum sıcaklıklar.	165
4.8: Zerdine fantomu içindeki ısı çiftler tarafından tespit edilen sıcaklıklar.	166
4.9: Her bir IPL güç seviyesinde Zerdine fantomu içinde ısı çiftler tarafından tespit edilen maksimum sıcaklıklar.	166
4.10: Kas fantomu içindeki ısı çiftler tarafından tespit edilen sıcaklıklar.	166
4.11: Her bir IPL güç seviyesinde kas fantomu içinde ısı çiftler tarafından tespit edilen maksimum sıcaklıklar.	167
4.12: Ağırlıkça içinde %0,1 oranında kahve bulunan fantomun farklı derinliklerde ölçülen ortalama sıcaklıklar ile IPL cihazının farklı güç seviyeleri.	170
4.13: Ağırlıkça içinde %0,1 oranında kahve bulunan fantomun farklı derinliklerde ölçülen ortalama optik güç fark değerleri ile IPL cihazının farklı güç seviyeleri arasındaki korelasyon.	173
4.14: Ağırlıkça içinde %0,1 oranında kahve bulunan fantomun 15,43 mm derinlikte ölçülen ortalama sıcaklık değerleri ile ölçülen ortalama optik güç değerleri arasındaki korelasyon.	174

4.15:	Ağırlıkça içinde %0,1 oranında kahve bulunan fantomun 35,29 mm derinlikte ölçülen ortalama sıcaklık değerleri ile ölçülen ortalama optik güç değerleri arasındaki korelasyon.	174
4.16:	Ağırlıkça içinde %1 oranında kahve bulunan fantomun farklı derinliklerde ölçülen ortalama sıcaklıklar ile IPL cihazının farklı güç seviyeleri arasındaki korelasyon.	176
4.17:	Ağırlıkça içinde %1 oranında kahve bulunan fantomun farklı derinliklerde ölçülen ortalama optik güç fark değerleri ile IPL cihazının farklı güç seviyeleri arasındaki korelasyon.	179
4.18:	Ağırlıkça içinde %1 oranında kahve bulunan fantomun 15,43 mm derinlikte ölçülen ortalama sıcaklık değerleri ile ölçülen ortalama optik güç değerleri arasındaki korelasyon.	180
4.19:	Ağırlıkça içinde %1 oranında kahve bulunan fantomun 35,29 mm derinlikte ölçülen ortalama sıcaklık değerleri ile ölçülen ortalama optik güç değerleri arasındaki korelasyon.	180
4.20:	Yoğunluk ve ölçülen optik parametreler arasındaki ilişkiler.	205
4.21:	Fotoakustik sinyal ile kritik parametreler arasındaki korelasyon.	206

1. GİRİŞ

Bu çalışmada, sağlık sektöründe kullanılan düşük güçlü lazer, IPL (yoğun atımlı ışık) ve LED (ışık yayan diyot) gibi ışık tabanlı tedavi cihazlarının etkilerini araştırmak için doku benzeri fantomlar kullanılmıştır. Fantomlar, gerçek dokulara benzer özelliklere sahip oldukları için, ışık tedavi cihazlarının etkilerini daha gerçekçi bir şekilde simüle etmek için kullanılabilirler. Çalışmada, fantomların üretimi ve karakterizasyonu önemli bir yer tutmuş ve çalışılan fantomların optik ve akustik özellikleri açısından gerçek dokuları iyi bir şekilde temsil edip etmedikleri de incelenmiştir. İn vitro ortamda gerçekleştirilen deneylerde, sıcaklık etkileri ve optik özellikler ölçülmüş ve bir fotoakustik etki (FAE) ölçüm sistemi kurulmuştur.

Son yıllarda geliştirilen optik teknolojiler, canlı dokuların optik özelliklerini belirleyerek hastalıkları teşhis etmek ve doku metabolizmasını izlemek için yeterli bilgiyi sağlayabilmektedir. Doku optik özelliklerini belirlemek için genellikle görünür ve yakın kızılötesi dalga boylarını kullanan çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Dokuların in vivo optik özelliklerini belirlemenin, ölçümleri etkileyen çok sayıda hata kaynağı nedeniyle zor olduğu bilinmektedir. Bu nedenle izole doku tipleri üzerinde fantom kullanılarak yapılan çalışmalar genellikle güvenilir bir teknik olarak kabul edilmektedir. Optik tıbbi tedavileri başarılı ve güvenli bir şekilde uygulamak için biyolojik dokuların absorpsiyon katsayısı (μ_a), azaltılmış saçılma katsayısı (μ_s'), saçılma katsayısı (μ_s), anizotropi faktörü (g) ve kırılma indisi (n) gibi optik parametrelerinin bilinmesi gerekmektedir. Bu çalışmada, 635 nm kırmızı renkli katı hal diyot lazer ve tek toplayıcı küre ölçüm sistemi ve geniş bant beyaz ışık kaynağı ile spektrometre dahil olmak üzere çeşitli ölçüm teknikleri kullanılarak agar, Zerdine ve kas fantomlarının makroskobik ve mikroskobik optik özellikleri karakterize edilmektedir. Bu tezde özellikle önerilen yaklaşım, sadece belirli bir dalga boyunda optik parametreleri aramak yerine bir spektrum boyunca optik parametrelerin değerlerinin araştırılmasıdır ve bu yeni yaklaşım ile optik özelliklerin belirlenebilmesi çalışmayı benzersiz kılmaktadır. Sonuç olarak, önerilen bu yeni yöntem ile fantomların optik karakterizasyonları kolaylıkla yapılabildiği için bu yöntem gelecekteki çalışmalarda birçok farklı fantom tipine de uygulanabilecektir.

Bu araştırmada, ilk olarak doku benzeri fantomlar ve düşük güçlü bir lazer kullanılarak doku fantomu içinde ve doku fantomu yüzeyindeki sıcaklık ölçümleri

gerçekleştirilmiştir. Fantomlar üzerinde uygulanan düşük güçlü lazerin neden olduğu sıcaklık artışının insan sağlığı için güvenli olup olmadığı araştırılmıştır. Ayrıca lazerin güvenli kullanım mesafesi de ANSI Z136.1 standardı temelinde incelenmiştir.

Bu çalışmada ayrıca, bir IPL terapi cihazının, farklı doku benzeri malzemeler içinde oluşturduğu sıcaklık etkileri ile farklı ten rengine sahip insanları temsil eden farklı konsantrasyonlara sahip agar bazlı kahve fantomlarında kullanımının güvenli olup olmadığı da araştırılmıştır. Cihazın termal etkilerini belirlemek için farklı fantomlar kullanılmış ve gözlemlenen maksimum sıcaklıkların dokular üzerinde herhangi bir termal etkiye neden olup olmadığı ve güvenli bir sıcaklık aralığında bulunup bulunmadığı araştırılmıştır.

Yine bu çalışmada, bir LED terapi cihazının agar gibi bir doku taklit eden malzeme ile sıcaklık yönünden güvenli olup olmadığı araştırılmıştır. Yapılan testler sonucunda, cihazın fototermal etkiler açısından insanlarda kullanımının güvenli olup olmadığı ve termal olmayan bir terapi cihazı olup olmadığı belirlenmiştir. Ayrıca, bu çalışmada fantom çalışmalarının ışık yayan cihazların güvenlik testi için kullanılıp kullanılamayacağı da tartışılmaktadır.

Son olarak bu tez çalışması kapsamında, bir fotoakustik ölçüm sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemin kullanımıyla, darbeli bir lazer ışığı kullanılarak farklı katı malzemeler ve doku benzeri malzemelerin fotoakustik etkilerinden kaynaklanan elektriksel sinyalleri tespit edilmiştir. Elde edilen sinyaller sayesinde, malzemelerin farklı kırıyıcı frekanslardaki fotoakustik spektrumları çıkartılmış ve farklı tür ve yoğunluktaki malzemelerin fotoakustik spektrumlarının birbirinden farklı olup olmadığı tetkik edilmiştir. Ayrıca, fotoakustik etkilerin incelenen malzemenin optik parametreleriyle doğrudan ilişkili olup olmadığı da değerlendirilmiştir. Doku benzeri malzemeler üzerinde yapılan bu fotoakustik çalışmalar sonucunda, fantomların makroskobik ve mikroskobik optik parametrelerinin fotoakustik ölçümler üzerinden belirlenip belirlenemeyeceği de analiz edilmiştir.

1.1. Tezin Amacı, Katkısı ve İçeriği

Bu doktora tezi, tedavi amaçlı kullanılan düşük güçlü lazer, IPL ve LED gibi ışık kaynaklarının doku benzeri malzemeler üzerindeki sıcaklık ve fotoakustik etkilerinin araştırılmasını konu almaktadır. Tezin amacı, tedavi amaçlı kullanılan bu ışık

kaynaklarının doku benzeri malzemeler üzerindeki sıcaklık ve fotoakustik etkilerinin araştırılmasıdır. Bu araştırma, ışık kaynaklarının klinik uygulamalardaki verimliliğini ve güvenliğini geliştirmek ve literatüre katkılar açısından önemlidir.

Tezin içeriği, özellikle doku benzeri malzemeler üzerinde yapılan deneysel çalışmalarla belirlenmiştir. Deneysel çalışmalarda, ışık kaynaklarının doku benzeri malzemeler üzerindeki sıcaklık ve fotoakustik etkileri kapsamlı bir şekilde ölçülmüştür. Sonuç olarak bu tez çalışması, söz konusu ışık kaynaklarının doku benzeri malzemeler üzerindeki sıcaklık ve fotoakustik etkilerinin ayrıntılı olarak araştırılmasını içermektedir. Tez, tedavi amaçlı kullanılan ışık kaynaklarının verimliliğini ve güvenliğini artırma konusunda literatüre önemli katkılar sağlamaktadır.



2. TEMEL KAVRAMLAR

2.1. Lazerler

Lazer kelimesi, "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" kelimelerinin ilk harflerinden oluşturulmuştur. Bu terim, uyarılmış ışın yoluyla ışığın yoğunlaştırılması anlamına gelmekte olup kısaca "yoğunlaştırılmış ışık" olarak açıklanabilir [1]. Albert Einstein'ın ilk kez 1917'de önerdiği "uyarılmış ışın" kavramı, 1951 yılında Charles Hard Townes tarafından mazerlerin (mikrodalga ışınının uyarılmış salınımıyla kuvvetlendirilmesi) geliştirilmesinde kullanılmıştır. Lazer kaynakları üç türdür: katı, gaz ve sıvı.

i) Katı lazerler: Katı lazerler zenginleştirilmiş yalıtkan lazerler ve yarı-iletken lazerler olmak üzere iki çeşittir. En çok kullanılan zenginleştirilmiş yalıtkan lazerler yapay "yakut lazer" ve "Nd:YAG lazerler"dir. Yarı-iletken lazerler ise uygulamada en çok kullanılan ve satılan lazerlerdir.

ii) Gaz lazerler: Atom, iyon ve molekül lazerler olmak üzere üç çeşittir. En bilinen türleri Ar, CO₂, He-Cd lazerlerdir.

iii) Sıvı lazerler: Boya lazerlerdir.

Theodore Harold Maiman, 1960 yılında 694 nm dalga boyuna sahip bir "yakut lazeri" geliştirmiştir. İlk lazerin icadından sonra, lazerlere olan ilgi ve araştırmalar hızla artmıştır [2]. Lazer, yoğun bir ışın şiddeti ve çok dar bant genişliğine sahip, monokromatik (tek renkli) bir ışık kaynağıdır. Lazer ışığı, koherant (aynı fazda) ve ince bir ışın demeti şeklindedir. Lazerler, ışığın genliğini yükseltebildikleri için çok şiddetli ve dar ışın demetleri üretirler. Bu özellikleri nedeniyle, lazerler elektromanyetik spektrumun morötesi, görünür ve kızılötesi bölgelerinde önemli bir ışık kaynağı olarak çeşitli amaçlar için kullanılırlar.

Lazerler günümüzde hayatın birçok alanında kendisine kullanım alanı bulmuştur. Bunları tıp ve tıp dışı alan şeklinde ikiye ayırabiliriz. Lazerlerin, tıp alanı dışındaki uygulamalarına aşağıdaki birkaç örnek verilebilir: lazer ışınları ile çok eğlenceli görsel ışık şovları ve hologramlar hazırlanabilmektedir; 3 boyutlu filmlerde özel efektler kullanılabilmektedir; 3 boyutlu fotoğraflama ve tarama yapılabilmektedir; takı eşyası yapımında ve kuyumculukta değerli taşlar lazer ışınları ile kesilebilmektedir; alışverişte satın aldığımız ürünlerin barkodları lazer ışınları ile

okunabilmektedir; askeri sistemlerde lazerler silahlara entegre edilebilmektedir, hedef saptanabilmekte ve lazer silahı olarak da kullanılabilmektedirler, yine askeriyede mesafe ölçme, işaretleme ile imha etme ve devre dışı bırakma operasyonlarında, lazer güdümlü akıllı bombalar ve füze sistemlerinde kullanılabilmektedir; güneş, ay, yıldızlar ve uyduların uzaklıklarının çok doğru bir biçimde ölçülmesinde; mimar ve mühendislere ölçüm aracı olarak hizmet etmektedir; bilgisayarın etkinliğinin ve hızının artırılmasında; veri depolamada; CD/DVD ve yarıiletken imalatında; lazer soğutmada; lazer yazıcılarda; sunumlarda işaretleme amacıyla kullanılan pointerlarda; malzemelerin spektrumlarını ve Raman etkisini incelemeye; hava koşulları veya coğrafi konumunun bir önemi olmaksızın, istenilen hedeflerin koordinatlarının taranması ve bulunması için lazer ışınlarının kullanılmasında; imalat sanayinde kaynak yapma, kesme, oyma, delme, biçimlendirme, yüzey temizleme gibi malzeme üretimi, işlenmesi ve markalama işlerinde; sinyal olarak temassız kumanda kontrol tekniğinde; iletişim ve haberleşmede fiber optik kabloların kullanımı ile, lazer sinyalleri ile kodlanmış verilerin minimum kayıpla uzak mesafelere aktarılmasında; uzayda uydudan uyduya, dünyadan uyduya olan iletişim sistemlerinde, aynı fazda birçok fotonun kullanıldığı lazer ışığı temelli bu iletişim yöntemiyle, aynı frekansta birden fazla kişinin birbirleriyle bağlantı kurması mümkün hale gelebilmekte (TV kanalları ile telefon konuşmalarında); arkeolojide heykel temizleme işlerinde; Metroloji bilim dalında zaman ve uzunluk ölçeğinin oluşturulmasında (örneğin Uluslararası Ölçüm Komitesi (CIPM) metrenin tanımını ışığın $1 / c$ (ışık hızı) saniyede aldığı yolu 1 m olarak tanımlamıştır ve uzunluk dalga boyu standardı olarak kullanılacak lazerin Nd:Yag / I_2 (532 nm), He-Ne / I_2 (633 nm) gibi dalga boylarını belirlemiştir.); interferometre ve spektrofotometrelerde; kirlilik tespitinde; izotop ayırtırmada; giyim endüstrisinde kot işleme ve nakış işlerinde vbg.

2.1.1. Lazerlerin Tıpta Kullanımı

Tıp alanında ise lazerler aşağıdaki çok çeşitli tanı ve tedavilerde kullanılmaktadır. Cerrahi tedavide lazerler doku yakmak, doku yok etmek veya doku kesmek gibi güçlü bir ışık demeti kullanırken düşük yoğunluklu lazer tedavilerinde ise iyileştirme sağlayıcı uygulamalar yer almaktadır. Tıp alanındaki lazer uygulamalarına ise aşağıdaki şu örnekler verilebilir:

Deri'de (Dermatoloji'de, lazerin en yoğun kullanıldığı alanlardan biri de deri hastalıklarıdır): Varisler ve kılcal damar çatlaklarının tedavisinde; ince çizgi ve kırışıklık (cilt germe, yüz kırışıklığı) tedavisinde; pigmentli lezyonların (doku bozukluklarının) tedavisinde; dövme silme operasyonlarında; epilasyon (vücutta istenmeyen kıl ve tüy köklerinin lazerle yakılarak alınması) tedavisinde; vitiligo (sedef ve cilt döküntüsü) tedavisinde; göz altı morluklarının tedavisinde; yara ve yanık izi tedavisinde, saç tedavisinde (saçları güçlendirmede); gıdı eritme tedavisinde; yaşlanma karşıtı (anti-aging, cilt gençleştirme/yenileme) tedavisinde; kıl dönmesi tedavisinde; akne (sivilce) ve akne izleri tedavisinde; yanık, yara, dikiş, ameliyat izi, jilet ve faça kesi izleri tedavilerinde; cilt lekeleri, güneş lekeleri, gebelik lekeleri, yaşlılık lekeleri tedavilerinde; çil tedavisinde; cilt çatlakları tedavisinde; kılcal damar (yüz kızarıklığı) tedavisinde; deri rengi açma tedavilerinde; ben alımı tedavisinde; nasır tedavisinde; tırnak mantarı tedavisinde ve cilt kanserinin bazı türlerinin tedavisinde.

Göz'de (Oftalmoloji / Gözbilim): Görme bozukluklarındaki (miyop, hipermetrop ve astigmat vbg.) göz ameliyatlarında; gözdeki retinanın iyileştirilmesinde, özellikle şeker hastalarında görülen göz dibi damarlarda görülen kanamaların kontrol altına alınmasında; glokom (göz tansiyonu) tedavisinde.

Ağız'da: Diş beyazlatmada; diş dolgu ve kanal tedavisinde; diş çürüğü (temizleme) tedavisinde; aft ve uçuk tedavisinde; diş eti enfeksiyonu tedavisinde; çene kemiği ve diş etindeki her türlü cerrahi işlemlerde; estetik amaçlı dişetlerinin kesilerek diş boylarının uzatılmasında; kemik içinde gömülü kalmış dişlerin çekiminde kemiğin uzaklaştırılmasında; diş kökünde oluşan iltihapların kurutulmasında; kök ucu kistlerinin temizlenmesinde; kök kanalı genişletilmesi ve dezenfeksiyonunda; bazı ağız içi tümörlerinin tedavisinde; dil ve dudak bağı kesiklerinde; diş hassasiyetlerinin giderilmesinde; implant uygulamalarında; diş etlerinin hiper pigmentasyona bağlı renklemelerinin giderilmesinde.

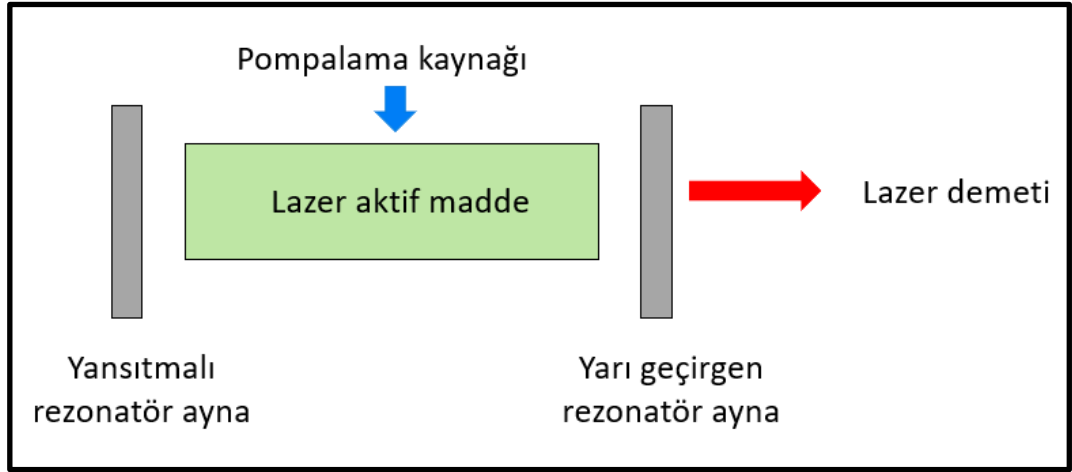
Ortopedi'de: Bel fıtığı ameliyatlarında fıtığın buharlaştırılmasında; diz ve omuz eklemi bağlarıyla ilgili ameliyatlarda yumuşak doku, kemik veya kıkırdak kesilmesinde ve düzeltilmesinde.

Cerrahi'de: Hemaroid / basur tedavisinde; sünnet operasyonlarında; böbrek taşı kırma tedavisinde; prostatı ortadan kaldırmada ve tedavisinde; vücut içindeki çeşitli tümörleri yok etmede; özellikle yemek borusu ya da kalınbağırsağı tıkayan tümörlerin giderilmesi ya da küçültülmesinde (prostattaki kanserli tümörleri azaltmak için lazer

ablasyon yapılarak yüksek yoğunluklu ısı kullanılmaktadır); idrar yolunun tüm tümörlerinde, genital siğillerin giderilmesinde; ses telleri üzerinde olan bazı tümörlerin yok edilmesinde; horlamayı giderici ameliyatlarda ; beyin ve omurilik tümörlerinin çıkarılmasında; kadın hastalıklarında rahim ağzı ve dış cinsel organlardaki kansere dönüşebilir sorunların giderilmesinde; kadın hastalıklarında rahim iç çeperinin rahim dışında gelişmesi durumu ve tüpleri tıkayan miyomların giderilmesinde; kardiyolojide bypass veya balonla açma gibi işlemlerin uygulanamayacağı ileri dereceli koroner hastalıklarda kalp kasında delikler açılarak yeni damarların oluşturulması işleminde; kardiyolojide büyük damarları tıkayan damar sertliklerinde; idrar yolu darlığı tedavisinde; idrar kaçırma tedavisinde; liposuction (yağ dokularının alınması) tedavisinde; lipoliz (yağ yakma) tedavisinde.

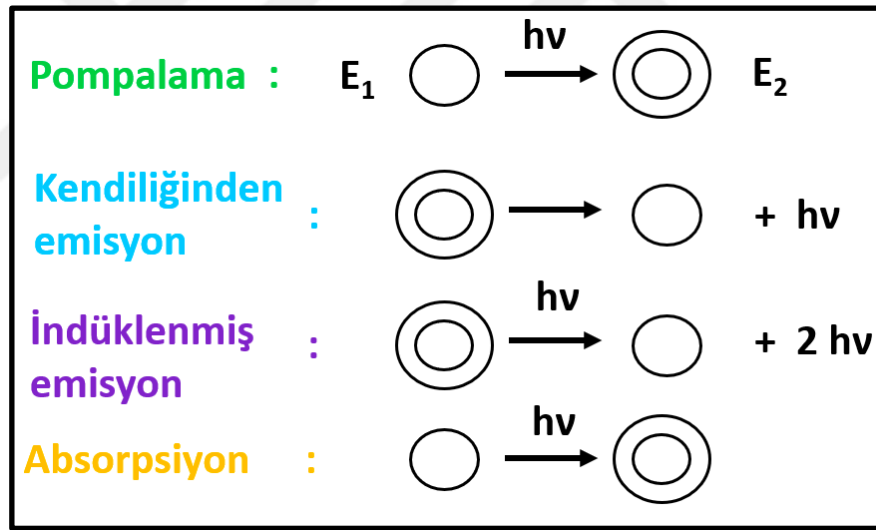
Örneklerden de görüldüğü gibi lazer tedavisi tıp sahasında çok geniş bir biçimde kullanılmaktadır. Bu tez önerisinin ana çıkış noktası da lazerin tıp alanındaki bu geniş çaplı kullanımının yol açabildiği güvenlik endişelerinin araştırılması nedeniyle olmuştur. Bu nedenle, öncelikle burada ilk olarak lazerler hakkında temel bilgiler verilecek daha sonra tezde irdelenen diğer konulardaki temel bilgiler anlatılacaktır.

Lazerler, üç temel bileşenden oluşur: lazer oluşturma ortamı, pompalama kaynağı ve rezonatör. Şekil 2.1'de gösterilen tipik bir lazer kaynağı, lazerin kalbi olan lazer oluşturma ortamı ile birlikte, pompalama kaynağı ve rezonatör bileşenlerini içerir. Lazer oluşturma ortamı, katı kristaller (örneğin yakut), yarı iletkenler (örneğin galyum arsenür), organik boyar maddeleri içeren bir çözelti veya argon, kripton gibi bir asal gaz gibi birçok farklı madde olabilir. Pompalama kaynağı, lazer oluşturma ortamını aktifleştirerek veya pompalayarak çalışır. Bu işlem ışın, elektrik akımı veya elektriksel boşalım ile gerçekleştirilebilir. Rezonatör, biri yarı geçirgen olan iki aynadan oluşur. Bu aynalar, lazer oluşturma ortamındaki ışınların sayısız kez gidip gelerek fotonların aynı fazda olmasını sağlar ve her gidiş-gelişte katlamalarla ek fotonlar oluşur. Işın demetlerinin bir kısmı, yansıma yerine yarı geçirgen aynadan geçer.



Şekil 2.1: Bir lazer kaynağının şematik gösterimi.

Aşağıda Şekil 2.2’de de gösterilen lazerin oluşum mekanizması; pompalama işlemi, spontan emisyon, uyarılmış emisyon ve absorpsiyon süreçlerini içermektedir.



Şekil 2.2: Lazer oluşum mekanizması.

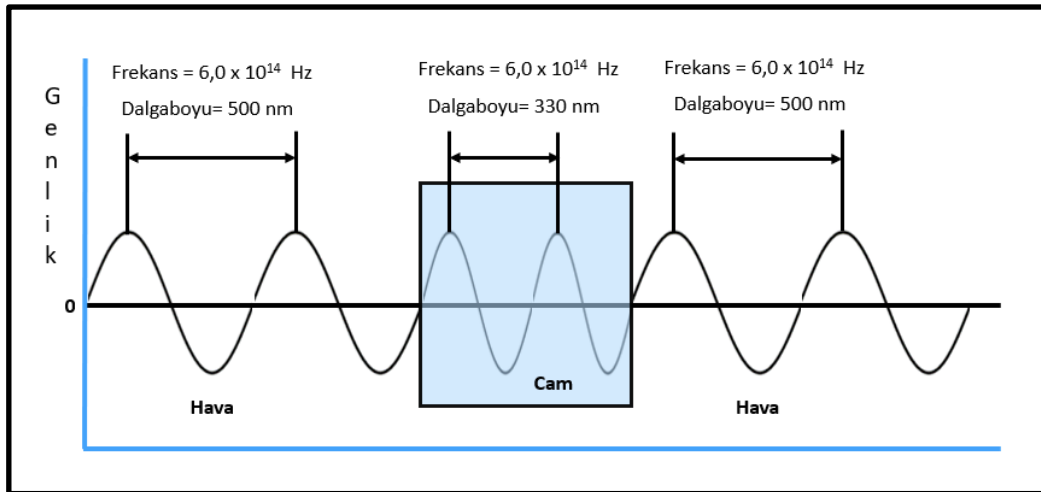
Lazerler, kullanılan lazer aktif maddenin tipine bağlı olarak gaz lazerler, sıvı lazerler, katı lazerler, boyar madde lazerleri ve yarı iletken lazerleri gibi farklı türleri içermektedir [3]. Lazerler ışık tabanlı oldukları için burada bir elektromanyetik enerji olan ışığın elektromanyetik özelliğinden ve spektrumundan da bahsetmemiz gerekir. Elektromanyetik ışın, hızla hareket eden bir enerji şeklidir ve birçok farklı şekilde mevcut olabilir. Görünür ışık bölgesi (Visible, VIS) ve kızıl ötesi (infrared, IR) ışınlar, diğer türlerine göre daha kolay algılanabilir. Diğer ışın türleri arasında yüksek enerjili

radioaktif çekirdek ışınları, mor ötesi (ultraviyole, UV) ışınlar, X ışınları, mikrodalgalar ve radyo dalgaları bulunmaktadır. Radyoaktif çekirdek parçalanması sonucu oluşan α , β ve γ gibi ışınlar ile X-ışınları, iyonlaştırıcı radyasyona sebep olurken, daha zayıf enerjili olan diğer ışınlar iyonlaştırıcı değildir. Elektromanyetik ışınların kırınım ve girişim gibi davranışları, dalga boyu, frekans, hız ve genlik gibi dalga özellikleriyle izah edilir. Ancak, ışının maddeyle etkileşimi, absorpsiyon, emisyon ve parlak metal yüzeylerden elektron koparılması gibi olaylar, ışığın tanecik özelliği olarak düşünülen fotonlarla açıklanır. Foton enerjisi, ışığın dalga karakteri olan frekansıyla doğru orantılıdır. Bu nedenle, madde-ışın etkileşimini açıklamak için, ışının hem dalga hem de tanecik özelliklerinin birbirini tamamladığı düşünülmektedir. "Işın dalga boyu (λ), bir dalgada ardı ardına gelen maksimum veya minimumlar arasındaki doğrusal uzaklık birimidir ve uzunluk birimleri cinsinden ölçülür. Işın frekansı (f) ise, belirli bir noktadan birim zamanda geçen dalga sayısıdır ve birimi saniye başına dalga sayısı olarak ifade edilir (Hertz, Hz). Işın frekansı, yayıldığı ortama bağlı olmaksızın sadece kaynağına bağlıdır. Işının yayılma hızı (v) frekansından bağımsızdır ve vakumda maksimum değerini alır. Bu hızın değeri $2,9978 \times 10^8$ m/s'dir ve genelde (c) ile gösterilerek "ışık hızı" olarak adlandırılır. Işınların frekansı sabit olmasına rağmen, dalga boyu farklı ortamlarda değişebilir. Elektromanyetik spektrum veya kısaca spektrum, dalga boyuna karşı ışın şiddetinin grafiğe geçirilmiş halidir ve ışık kaynaklarını birbirinden ayırmak için kullanılır. Monokromatörler veya filtreler kullanılarak dalga boyunun seçimi yapılır. Lazer diyotlar dışındaki çoğu ışın kaynağı polikromatiktir (çok renkli), yani tek bir dalga boyunda ışın vermezler. İstenilen dalga boyundaki ışını seçmek için monokromatörler (tek renk geçiren filtreler) kullanılır. UV, görünür ve IR bölgelerinde kullanılan monokromatörlerin tasarımları yaklaşık olarak aynıdır ve dalga boylarını ayırmak için filtreler de kullanılabilir. Filtreler absorpsiyon ve girişim filtreleri olarak ikiye ayrılır. Genellikle görünür bölgede kullanılan absorpsiyon filtreleri, polikromatik ışığın belirli dalga boylarını soğurabilen veya emebilen renkli camlar veya boyanmış jelatinlerden oluşur. Özellikle renkli camlar sıkça kullanılır. Absorpsiyon filtrelerinde, gelen polikromatik ışığın absorplanmayan kısmının filtreden geçmesiyle dalga boyu ayırımı sağlanır. Ayırma etkinlikleri oldukça sınırlıdır ve genellikle kaba ayırma yaparlar. Monokromatik ışının belirli bir miktarı kaybolur. Etkin bant genişlikleri 40 nm ila 100 nm arasında değişebilir. Girişim filtreleri (Interference Filter, IF) ise iki cam levha arasında yer alan ve iç yüzleri yarı geçirgen metalik filmle kaplanmış bir geçirgen

dielektrik ortam (örneğin CaF_2 veya MgF_2) kullanılarak yapılmaktadır. Dalga boyu ayırımı, dielektrik ortamın kalınlığına bağlıdır ve bu nedenle çok iyi tespit edilip kontrol edilmelidir. Bu tür filtreler, ELISA ölçüm cihazları ve otoanalizörler gibi belirli dalga boylarında kullanılır ve çok sayıda uygulamada tercih edilir. Dolayısıyla bu tür cihazların birçoğu spektrometrik değil fotometriktir. Eğer yayılan ışık sadece tek bir dalga boyunda ise, bu monokromatik ışın olarak adlandırılırken, farklı dalga boylarını içeriyorsa bu polikromatik ışın olarak adlandırılır ve atomlar tarafından yayılır. Hiçbir atom sadece tek dalga boyunda ışık yaymaz. En basit atom olan tek elektronlu hidrojen bile sayısız geçiş ya da çizgi içerir. Eğer belirli bir dalga boyu aralığında kesintisiz olarak ışınma varsa, buna sürekli ışın ya da spektrum denir. Kesintili ancak geniş bir dalga boyu aralığındaki ışığa da bant ışığı denir ve bu ışınlar moleküller tarafından yayılır. LED'ler gibi günlük hayatta kullanılan ışık yayan yarı-iletken diyotlar, moleküllerin sahip olduğu bant spektrumuna benzer bir spektruma sahiptir. Bununla birlikte, lazer pointerları için kullanılan "lazer diyotları" doğal olarak mevcut olmayan monokromatik ışık kaynaklarıdır. Sodyum lambaları, cadde aydınlatmaları için kullanılan bir polikromatik ışık kaynağıdır. Tungsten filamanlı lambalar, beyaz civa lambaları ve floresan lambalar güneş gibi kesintisiz bir spektruma sahiptirler.

Elektromanyetik spektrumda sağa doğru enerji arttıkça frekans artarken dalga boyu da kısalmaktadır. Elektromanyetik dalgalar birbirleriyle etkileşerek girişim oluştururlar. Girişimin sonucunda, yeni oluşan dalganın genliği, girişim yapan dalgaların faz farkına bağlı olarak artabilir veya azalabilir. Eğer iki dalga arasında aynı faz varsa (0° 'lik faz farkı), yeni dalga genliği, bu iki dalga genliğinin toplamına eşit olacaktır. Bu olaya kuvvetlendirici girişim ya da koherent etki (aynı fazda olma) adı verilir. Lazerlerde, bu tür bir girişim sayesinde elektromanyetik dalganın genliği 10^7 mertebesine kadar çıkabilir. Bu nedenle lazerler, "şiddetli ışın kaynağı" olarak bilinirler, ancak bu ifade tam olarak doğru değildir. Eğer iki dalga aynı fazda değilse, faz farkı 0 dereceden farklıysa sönüm ya da kuvvetlendirme tam olmayabilir. Bu durumda, inkoherent (aynı fazla olmayan) veya zayıflatıcı girişim adı verilen bir etki ortaya çıkar. Ancak, eğer iki dalga tam ters fazdaysa (faz farkı 180 derece), bu durumda yok edici girişim gerçekleşir ve tam sönüm ya da karanlık meydana gelir. Bazı ışın-madde etkileşimleri, sadece ışının dalga özellikleriyle açıklanamaz. Bu durumda, ışığın foton veya kuvant adı verilen enerji paketleri olarak hareket ettiği düşünülür ve bazı olaylar bu yaklaşımla açıklanabilir.

Foton yaklaşımı, fotoelektrik olay ve siyah cisim ışıması olaylarını açıklamada oldukça kullanışlıdır. Fotoelektrik olayı, parlak ve düzgün bir metal yüzeyine yeterli enerjiye sahip bir ışın demeti gönderilerek yüzeyden elektronların çıkarılması olarak tanımlanabilir. Bu olay, elektromanyetik dalganın tanecik özelliklerini gösterir. Elektronların serbest kalması için gerekli olan enerji eşiği ile gönderilen ışın enerjisi arasındaki fark, çıkarılan elektronların kinetik enerjisine eşittir. Siyah cisim ışıması da ışının fotonik özellikleri ile izah edilebilir. Siyah cisim ışıması, ısıtılan cisimlerin yaydığı ışın olayını ifade eder. Bir cisim ısıtıldığında, önce soluk kırmızı renkler görülür, ardından belirgin parlak kırmızı renge dönüşür. Sonrasında sarı ve nihayetinde beyaza döner. Isıtılan cismin yaydığı ışının frekansı, sıcaklık arttıkça artar. İdeal siyah bir cisim, her dalga boyunda enerji yayıp, emebilen bir nesnedir. Elektromanyetik ışınlar vakumdan maddeye geçtiğinde, ışının elektriksel bileşeni, ortamdaki atomlar ve moleküller ile etkileşir. Bu etkileşim, maddenin özelliklerine bağlıdır ve ışın, bu ortamdan geçebilir, absorbe olabilir veya saçılabilir. Işın geçtiği bir madde, ışının hızını değiştirir. Bir ışın, vakumdan başka bir ortama geçtiğinde, hızı azalır. Işık hızı, ortamdaki atom, molekül veya iyon yoğunluğuna bağlıdır. Şekil 2.3'te gösterildiği gibi, farklı ortamlardan geçen ışınların hızı değişir. Işık, havadan cama geçerken dalga boyunda değişiklik meydana gelir, çünkü cam, havadan daha yoğun bir ortamdır. Ancak, ışın camdan geçtikten sonra önceki dalga boyunda hareketine devam eder.



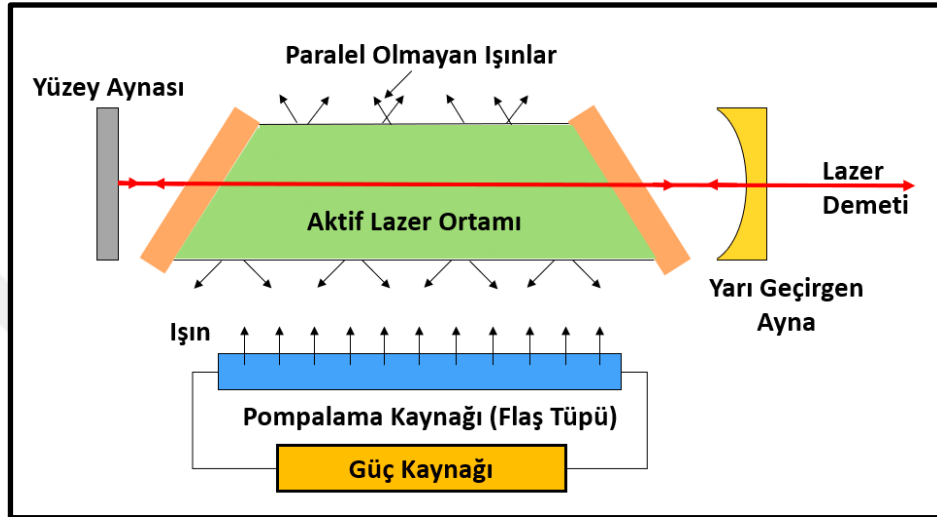
Şekil 2.3: Farklı ortamlardan geçen ışın hızının değişmesi.

Dispersiyon terimi, bir maddenin kırılma indisinin frekans ve dalga boyu ile değişimini ifade eder.

Işığın elektromanyetik özelliklerinden tekrar lazerlere geçerseniz. İlk lazer, ABD'nin California eyaletindeki Hughes Araştırma Laboratuvarları'nda Theodore Maiman tarafından 1960'ta başarıyla çalıştırılmıştır. Bu keşif, uzun bir araştırma sürecinin sonucunda gerçekleşmiş ve Descartes, Fermat, Snell, Newton, Huygens, Young, Fresnel ve diğer birçok bilim insanının bu konuda farklı zamanlarda öncü çalışmaları ve önemli katkıları olmuştur. Modern elektromanyetik kuramın keşfi, bu çalışmaların iki zirvesinden biridir ve 19. yüzyılın sonlarına doğru gerçekleşmiştir. James Clark Maxwell (1831-1879), Ampere, Gauss ve Faraday gibi diğer bilim insanlarının çalışmalarından yararlanarak elektromanyetik kuramı geliştirmiş ve elektrik ile manyetik dalgalar arasındaki ilişkiyi açıklamıştır. Işıma konusunda yapılan gözlemler, 19. yüzyılın sonlarına doğru ikinci doruk noktasını oluşturmuş ve birçok bilim insanı tarafından ışığın sadece dalga özelliği ve klasik fizik kuramları ile açıklanamayacağı fark edilmiştir. Max Planck (1858-1947), 1900 yılında siyah cisim ışımasını açıklamak için kuantum kuramını geliştirmiş ve Albert Einstein (1879-1955), kuantum kuramını kullanarak fotoelektrik olayını açıklamıştır. Daha sonra, ışın gözlemlerinin sadece parçacık veya sadece dalga özellikleri ile açıklanamayacağı, ancak her iki özelliğin bir arada olduğu modellerle açıklanabileceği kısa sürede anlaşılmıştır. 1960'ta Theodore Maiman tarafından keşfedilen ilk yakut (ruby) lazerin ardından, kısa bir süre içinde farklı dalga boylarında ve çeşitli ortamlar ile lazer ışınları üretilebilmiştir. Yüksek şiddetleri nedeniyle tercih edilen gaz lazerler, özellikle He-Ne, Ar ve CO₂ lazerler, sağlık sektöründen metal sanayine kadar pek çok alanda yaygın olarak kullanılmıştır. Bunları takiben, son yıllarda üretilen "yarı-iletken lazer diyotları" birçok alanda üstünlük kazanmıştır. Bu lazerlerin küçük boyutlarda ve yüksek sayıda üretilebilmesi, bilgi işlemede ve iletişimde hızlı bir şekilde kullanılmalarını sağlamış ve bu lazerler gaz lazerlerinin yerini almıştır. Lazer, her zaman elektromanyetik ışın içerir, ancak her elektromanyetik ışın lazer değildir. Şekil 2.4'te gösterilen tipik bir lazer kaynağı, lazer üreten bir ortam içerir. Bu ortam, kristaller (yakut, Cr(III) katkılı Al₂O₃), yarı iletkenler (GaAsAl), organik bir boya (Dye Laser) veya gazlar (CO₂, He-Ne) gibi çeşitli malzemelerden oluşabilir. Bu ortam, ışık kaynağı, elektrik akımı veya elektriksel boşalım ile aktive edilebilir. Aktivasyon ile atom veya moleküllerin uyarımı sonucunda doğal olarak birkaç foton yayılır. Bu fotonlar çift taraflı ayna sistemleri ile lazer ortamına geri yansıtılır ve ortamdaki atom

veya moleküller lazer ışmasına zorlanır. Bu foton yansımaları, lazer ortamının bulunduğu sistem içinde gerçekleşir. Örneğin, alüminyum lazer tüpünün iç kısmı aynalanmıştır ve bu foton aynaları lazer oluşumuna yardımcı olur.

Yukarıda verilen bilgiler doğrultusunda, lazer oluşumu, lazer aktif ortamın uyarılması, doğal ışın yayılımı ve zorlanmış emisyon olaylarının bir sonucu olarak gerçekleşmektedir [4].



Şekil 2.4: Tipik bir flaş uyarımlı gaz lazer kaynağının şematik gösterilişi.

İnsan vücudu üzerinde güç ve dalga boyu uygunluğuna göre çok çeşitli lazerler kullanılmaktadır. Aşağıda verilen Tablo 2.1'den [5] tıp alanında kullanılan çeşitli tipteki lazerler ve bunların uygulama sahaları görülebilir.

Tablo 2.1: Tıp alanında kullanılan bazı lazerler ve uygulama sahaları.

Yükseltgenme Ortamı	Türü	Uyarma Kaynağı	Operasyonun dalga boyu aralığı	Uygulamalar
CO ₂	Gaz	Elektriksel	Uzak Kızılötesi 10600 nm	Cerrahi (Ör: Gırtlak ameliyatı)
Argon	Gaz	Elektriksel	Mavi-Yeşil 500 nm	Retinal koagülasyon
Excimer (Ar-F)	Gaz	Elektriksel	Ultraviyole 193 nm	Korneal görmeninin düzeltilmesi
Boya	Sıvı	Başka bir lazer, Flaş lamba	Sarı 390-640 nm	Cilt lekelerinin yok edilmesi
Yakut	Katı	Flaş lamba	Kırmızı 694 nm	Dövme çıkarılması
Nd:YAG	Katı	Flaş Lamba	Yakın Kızılötesi 1064 nm	Cerrahi, Bronş kanseri
Ho: YAG	Katı	Flaş Lamba	Yakın Kızılötesi 2600 nm	Cerrahi, Nefrektomi
Diyot	Yarı iletken	Elektriksel	Kırmızı-Kızıl Ötesi 630-900 nm	Fotodinamik tedavi, Epilasyon

Lazerler, farklı amaçlar için farklı güç seviyelerinde kullanılırlar. Yumuşak (düşük güçlü) lazerler genellikle estetik işlemlerinde tercih edilirken, orta seviyedeki lazerler medikal amaçlar için kullanılır. Cerrahi işlemlerde ise güçlü, sert ve sıcak lazerler tercih edilirken, fizik tedavide daha çok soğuk ve yumuşak lazerler kullanılmaktadır [6].

2.1.2. Yüksek Yoğunluklu Lazer Tedavileri

Yüksek güçte veya yoğunluktaki lazerler, dokuları kesmek, koagülasyon ve buharlaşma gibi cerrahi işlemler için kullanılmakta ve bu nedenle cerrahi lazerler olarak bilinmektedirler [6].

Son yıllarda popüler hale gelen yeni bir tedavi yöntemi olan yüksek yoğunluklu lazer tedavisi, yüksek güce (1 kW - 3 kW), yüksek şiddete (1500 W/cm² ve üzeri), düşük frekanslı ve kısa geçiş süresine sahip neodymium-yitrium alüminum garnet (Nd: YAG) lazerlerle yapılmaktadır. Dalga boyu 1064 nm olan bu lazerler, diğer lazerlere göre en önemli özellikleri olan derin dokulara (3 cm - 4 cm) nüfuz edebilme yeteneğine sahiptirler. Fotomekanik etkiler yaratarak derin dokulardaki ağrı ve ödemi azaltmakta, mikro dolaşımı ve doku rejenerasyonunu artırmaktadırlar. Bu özellikleri sayesinde biyostimülasyon (biyo-uyarıcı), antienflamatuar (iltihab karşıtı) ve aneljezik (ağrı giderici) etkiler sağlamak ve omuz problemlerini de içeren birçok ağrılı kemik-kas-eklem patolojisinde kısa sürede etkili bir iyileşme sağlayabilmektedirler [7].

Yüksek seviye/güçlü lazer tedavisi (HLLT), yüksek seviyelerde gelen lazer gücünün, değişken derecelerde fototermal hasarı uyandırmak için bir ısı-ısı iletim prosesi aracılığıyla belirli bir hedefi bilinçli olarak yok etmek için kullanılmaktadır. Örneğin HLLT'den, dermatolojik, estetik veya plastik cerrahi gibi birçok cerrahi alanda faydalanılmaktadır [8].

2.1.3. Düşük Yoğunluklu Lazer Tedavileri

Düşük Yoğunluklu, Güçlü veya Seviyeli Lazer Tedavisi (LLLT), soğuk lazerler, yumuşak lazerler veya lazer akupunktur cihazları olarak da adlandırılan biyostimülasyon lazerleri, ağrının geçici olarak giderilmesi için yardımcı cihazlar olarak FDA (ABD Gıda ve İlaç Dairesi) tarafından onaylanmıştır [9].

Düşük seviyeli lazer tedavisi veya fotobiyomodülasyon (PBM), çok düşük maliyetli, invazif olmayan, belirgin yan etkisi olmayan, etkili ve farmakolojik olmayan bir adjuvan veya tamamlayıcı tedavi kategorisinde nispeten yeni bir tekniktir [10] [11] [12] [13] [14] [15] [16] [17].

Düşük seviyeli lazer tedavisi, yüksek yoğunluklu, monokromatik, dar bantlı bir ışık kaynağının yerel olarak uygulanmasını içerir, 390 nm - 1100 nm dalga boyu aralığında çalışır (görünür ve yakın kızılötesi spektral bantta bulunur) ve 1 mW - 500 mW güç aralığında ısı üretmeden çalışır. Operatif lazerler gibi diğer birçok tıbbi lazer tedavisinin aksine, LLLT ısı, ses veya titreşim yaymaz. Termal bir etki yaratmak yerine, LLLT'nin hücrelerde fotokimyasal reaksiyonları uyarak çalıştığı varsayılmaktadır. Ayrıca, LLLT ışınlaması (irradiasyonu) kırmızı ışın kullanımını ifade eder [18] [19] [20] [21].

LLLT, hücresel metabolizmayı değiştirebilen (biyo-uyarıcı etki) termal olmayan ışınım (irradiasyon) fotonlarının kullanımı ile ilişkilidir. Bu terapi, doku rejenerasyonu / restorasyonu / onarım aktivitesini destekler, iltihabı (inflamasyonu) azaltır, akut veya kronik ağrıyı giderir (analjezik etki), yara iyileşmesini ve nöral fonksiyon süreçlerini iyileştirir ve ödemi azaltır. LLLT, farklılaşma, hücre proliferasyonu, hücre büyümesi, apoptoz ve anjiyogenez dahil olmak üzere biyolojik süreçleri modüle eder. Ayrıca kan akışını ve kolajen sentezini iyileştirmeye yardımcı olur. Artan mikro sirkülasyon ve artan ATP, RNA ve DNA üretimi (böylece hücresel oksijenlenme, beslenme ve rejenerasyonu iyileştirir), LLLT'nin en belirgin biyostimülatör etkileridir. Son yıllarda, LLLT'nin kullanımı ağrı ve yara iyileşmesi alanlarının ötesine geçmiştir ve son araştırmalar, retina hastalığı, inme, nörodejenerasyon, nöromüsküler bozukluklar ve hafıza ve duygudurum bozukluklarındaki potansiyel faydalarını desteklemektedir [11] [15] [20] [21] [22] [23] [24].

2.2. Yoğun Atımlı Işık (IPL)

IPL (Yoğun Atımlı Işık), bir termal ve lazer olmayan elektro-optik teknolojidir. IPL cihazları uyumsuz (incoherent) polikromatik ışık yayar ve tek renkli (monokromatik) lazer ışığının aksine UV'den (250 nm) IR'ye (1200 nm) geniş bant aralığında çalışır ve kısa ömürlü ve yüksek güçlü darbeler yayar. IPL cihazlarında

belirli bir uzunluk, yoğunluk ve spektral dağılıma sahip ışık darbeleri oluşturmak için flaş lambaları, bilgisayar kontrollü güç kaynakları ve bant geçiren filtreler kullanılır [25] [26] [27] [28] [29].

2.2.1. Yoğun Atımlı Işık (IPL) Tedavileri

Yoğun atımlı ışık teknolojisi, 1990'ların ortalarında mevcut lazer kaynaklarına bir seçenek olarak ortaya çıkmıştır. Genel olarak, IPL teknolojileri lazer tedavilerine eşdeğer sonuçlar vermiştir. Bununla birlikte, ışığın kalitesi açısından lazer ile IPL teknolojisi arasında büyük farklar vardır. Lazer, tek bir dalga boyunda monokromatik bir ışık yayarken, IPL 250 nm'den 1200 nm'ye kadar geniş bir ışık yelpazesi aralığında ışık yaymakta ve ardından gerekirse ışık dalga boyları, kesme filtreleriyle azaltılmaktadır. IPL'nin bu geniş bant ışık yayma özelliği, farklı tedavilerin farklı kromoforları hedeflemesini sağlamaktadır. Bu nedenle, IPL'nin kullandığı yöntem “seçici fototermoliz” olarak kabul edilmektedir. Derideki belirli bir kromofor, seçici olarak IPL ışığı tarafından absorbe edilmekte ve böylece hedef kromofor çevre dokulara zarar verilmeden yok edilmektedir. Non-invazif (vücut üzerinde kesi gibi cerrahi bir işlem yapmayan veya girişimsel olmayan) bir optik tıbbi cihaz olan yoğun atımlı ışık cihazı, medikal kozmetik alanında pigmentli ve vasküler lezyonlar veya iltihaba sebep olan enfeksiyonlardaki cilt tedavileri için bir ışık kaynağı kullanmaktadır [25] [30] [31] [32] [33] [34]. Örneğin akne vulgaris, rosacea, sedef hastalığı, hidradenitis süpürativa (HS), atopik dermatit (AD), Riehl melanozu, lupus eritematosus, kutanöz sarkoidoz, pilonidal kistler ve pigmente aktinik liken planus (PALP) gibi çeşitli enflamatuvar deri hastalıkları IPL terapi ile tedavi edilmektedir. Bu enflamatuvar deri hastalıkları için IPL tedavisinin etkinliği literatürde iyi bir şekilde belirlenmiş ve değerlendirilmiştir [35].

IPL teknolojisinde hedefe birçok dalga boyu gönderildiği için hedefteki hemoglobin, melanin, su ve kolajen gibi çeşitli kromoforlar bu enerjiden etkilenmektedir. Örneğin melanin, 250 nm ile 1200 nm arasındaki ışık dalga boylarını emer. Uygun dalga boylarındaki optik enerji ile kıl shaftı ve saç ampulü 65 °C ila 70 °C sıcaklığa yükseltilebilir. Günümüzde IPL sektörü üretilen cihaz ve uygulamalar açısından çığ gibi büyümektedir. Ancak, IPL cihazları için küresel standartlar henüz oluşturulmamıştır. Literatürde, sadece epilasyon sektörünün yaklaşık 10 milyar

dolarlık bir pazar büyüklüğüne ulaştığı ve yeni ışık tabanlı cihazlar için bu sürecin hızlanmasının beklendiği belirtilmektedir [29] [36].

2.3. Işık Yayan Diyot (LED)

LED terimi, ingilizce ışık yayan diyotun ilk harflerinden oluşmaktadır. LED'ler 1962'de keşfedilmiştir. Elektrik akımını yani elektrik enerjisini tutarsız (incoherent), dar spektrumlu ışık enerjisine dönüştürürler. Yani elektrik devresine bağlandıklarında ışık yayarlar. LED'ler, yansıtıcı bir yüzeye yerleştirilmiş en yaygın kullanılan optik yarı iletken diyotlardır. LED'ler güvenli, düşük maliyetli, uzun ömürlü, daha doğru ve net görüntüler verebilen ve daha geniş yüzeyleri aydınlayabilen, çeşitli spektrumlarda üretilen, düşük güç gereksinimine ihtiyaç duyan, bu nedenle düşük elektrik tüketimine, düşük güç yoğunluğuna, yüksek parlaklığa ve tek bir spesifik dalga boyuna sahip yeni bir ışık kaynağıdır [37] [38] [39] [40]. LED'ler ve dolayısıyla LED cihazları, ultraviyole (UV) ile görünür ışık bölgesi ve kızılötesi (NIR) bant genişliği (247 ila 1300 nm) arasında değişen geniş bir dalga boyu aralığında çalışırlar [37] [39].

2.3.1. Işık Yayan Diyot (LED) Tedavileri

1990'larda Ulusal Havacılık ve Uzay Dairesi (NASA, ABD) uzay tıbbı programı kapsamında çok dar bir ışık spektrumuna sahip ilk LED'leri geliştirmiştir. Geliştirilen LED'ler ile yapılan araştırmalar, ışığın belirli bir dalga boyunda bitki büyümesini hızlandırdığını göstermiştir. Denizaltı deniz kuvvetleri komandolarının yüksek deniz basıncı altında ve astronotların sıfır yerçekimi alan koşullarında yaralarının yetersiz iyileşmesi nedeniyle NASA, LED terapinin yara iyileşmesinde kullanımını araştırmış ve bu araştırmadan olumlu sonuçlar elde edilmiştir. Bu sonuçlar, özellikle dermatolojide termal olmayan tedavilerin araştırılmasına ve ABD Gıda ve İlaç İdaresi (FDA) tarafından insanlar için önemsiz bir risk prosedürü olarak onaylanmasının yolunu açmıştır. Daha sonraki çalışmalar LED'lerin tedavi prosedürlerinde kullanılabileceğini göstermiştir. Bu araştırmaların sonucu olarak, LED'ler artık kozmetik endikasyonlardan (hafif ila orta derecede akne vulgaris, yara iyileşmesi, cilt gençleştirme, sedef hastalığı, skuamöz hücreli karsinoma in situ (Bowen hastalığı), bazal hücreli karsinom, aktinik keratoz), ağrı gidermeye ve cilt kanseri tedavisine

(fotodinamik terapide ışık kaynağı olarak) kadar çeşitli sağlık sorunları için kullanılmaktadır. Günümüzde klinik uygulamada fotobiyolojinin daha iyi anlaşılması ve minimal invazif ancak etkili dermatolojik tedavilere olan talebin artması nedeniyle LED'lerin kullanımı önemli ölçüde artmıştır [8] [37] [38] [39] [41] [42] [43] [44].

LED terapileri, tipik olarak renk ile karakterize edilen tek bir spesifik dalga boyu ışığı kullanmaktadır. En yaygın modaliteler mavi ve kırmızı LED uygulamalarıdır [40]. Örneğin, LED fotobiyomodülasyon, termal olmayan ışık tedavilerinin düşük maliyetli ve en yeni kategorisidir [42] [45]. LED terapisi, cildin kendisini iyileştirmesine yardımcı olan diğer tüm ışık tedavileri gibi bir tedavidir. Ancak, LED terapinin öne çıkan özelliği, cildi harekete geçirerek yenilenme sürecini hızlandırmasıdır.

2.4. Doku Benzeri Malzemeler / Fantomlar

Fantom olarak adlandırılan dokuları taklit eden yapay malzemeler, elli yılı aşkın bir süredir ultrasonik görüntüleme sistemlerinin kalibrasyonunda ve karakterizasyonunda referans test nesneleri olarak kullanılmaktadır. Doku benzeri materyaller ayrıca yeni ultrasonik transdüserlerin, sistemlerin veya teşhis tekniklerinin geliştirilmesinde ve ultrasonik görüntüleme sistemlerinde çalışan teknik kişilerin eğitiminde yardımcı olarak kullanılmaktadır. Fantomların ultrasonik olarak görüntülenmesiyle başlayan serüven, günümüzde fantomların biyolojik yumuşak dokuları taklit edebilmeleri nedeniyle özellikle tıbbi araştırma alanlarında bilgisayarlı tomografi (CT), manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve fotoakustik görüntüleme (PAI) gibi birçok farklı görüntüleme çalışmalarıyla devam etmektedir. Günümüzde teşhiste görüntü kalitesinin belirlenmesi, cerrahi navigasyona ve prelinik testlere yardımcı olunması, öğrencilerin eğitimine yardımcı olunması ve tıbbi görüntüleme modalitesi çalışmalarında araştırma deneylerinin değerlendirilmesine hizmet etmek gibi amaçlarla birçok fantom geliştirilmektedir.

Doku taklit eden malzemelerin kullanımı, biyofotonik araştırma alanında da çok yaygındır. Fantomlarla; idealize edilmiş doku özelliklerinin termal, optik, akustik, elektriksel vb. özellikleri iyi bir şekilde modellenebilmektedir. Örneğin, ultrasonik görüntülemede, tasarlanan fantomun ses hızı, zayıflama katsayısı ve akustik empedans (Z) gibi akustik özellikleri, modellenen organın özellikleriyle eşleşmelidir. Yine

optik görüntüleme; absorpsiyon katsayısı, azaltılmış saçılma katsayısı ve anizotropi faktörü gibi optik parametreler kullanılmaktadır. Bilgisayarlı Tomografi’de (BT) Hounsfield birimleri dikkate alınmakta ve Manyetik Rezonans Görüntüleme’de (MRG) her doku iki gevşeme süresi, T1 ve T2 ile karakterize edilmektedir. T1 ve T2 gevşeme süreleri parametreleri gerçek doku ile aynı olmalıdır. Böylece çalışma ortamı sadeleştirilmekte ve bir standardizasyon sağlanmaktadır.

Fantomlar genellikle basit homojen bir yapıya sahiptirler. Bununla birlikte, bazen dokuların iç yapılarını taklit etmek için fantomlarda karmaşık hedefler kullanılabilmektedir. Bu şekilde, heterojen organ veya organ sistemlerini taklit eden fantomlara antropomorfik fantomlar denilmektedir. Bu fantomlar, klinik görüntü işleme sistemlerinin analizinin yanı sıra genel görüntülerin kalitatif ve kantitatif olarak tahmin edilmesini de sağlamakta ve bu fantom modelleri sayesinde, gerçek bir hastaya ihtiyaç duyulmadan yardımcı sistemleri klinik pratikte test etmek mümkün hale gelmektedir. Bunun yanı sıra fantomların canlı dokuların özelliklerini taklit ederek defalarca kullanılabilmesi, özellikle tıbbi araştırmalarda büyük avantajlar sağlamaktadır. Hem fantomlar hem de antropomorfik fantomlar ticari olarak pazarlanabilmektedir. Bununla birlikte, ticari fantomlar tipik olarak genel uygulamalar için tasarlanmıştır, bu nedenle özel uygulamalarda çalışmayabilirler [46] [47] [48] [49] [50] [51] [52] [53]. Örneğin, ticari antropomorfik fantomlar, radyasyon dozlarını ve görüntü kalitesini değerlendirmek için tanısal radyoloji ve nükleer tıpta kullanılmaktadır. Bu fantomlar ayrıca kalibrasyon amacıyla da kullanılabilmektedirler [54]. Öte yandan, termal terapi [55], manyetik hipertermi [56], termal tümör ablasyonu [57], RF ısıtma ve MRI termal izleme [58] ve radyo frekans ablasyonu [59] gibi farklı uygulamalar için özel fantomlar da geliştirilmektedir. Bu nedenle daha az maliyetle özel fantomlar üretilerek bilimsel çalışmalar sürdürülebilmektedir.

Bu çalışmada çeşitli tipte yumuşak doku fantomlarının akustik ve optik karakterizasyonları yapılmıştır. Ancak burada fantomun, görüntüleme özelliğinden ziyade referans test nesnesi olma özelliğinden faydalanılmıştır.

2.5. Darbe-Yankı Yöntemi ile Gerçekleştirilen Akustik Karakterizasyon

Birçok disiplinde, tahribatsız muayene (NDT) işlemleri önemli bir yer tutmaktadır. Tahribatsız muayene işlemleri, incelenen numunelere zarar vermeden numunelerin durumlarını değerlendirmek ve kusurları bulmak için malzemelerin veya yapıların incelenmesini sağlamaktadır. Malzemeleri karakterize etmek için çeşitli sinyal işleme teknikleri oluşturulmuştur. Bu tekniklerde, incelenen malzeme karşılaştığı sinyal arayüzlerinin iletkenliğini yansıtmaktadır. Burada amaç, test edilen malzemenin hızının ve diğer özelliklerinin hesaplanabilmesi için bu arayüzlerin konumunu tam olarak belirleyebilmektir. Bu şekilde, malzeme türünü ve/veya numune boyutunu belirlemek mümkün hale gelmektedir [60].

Ultrasonik test, malzemelerin özelliklerini, kalitesini veya kusurlarını tespit etmek için kullanılan bir yöntemdir. Bu test, doğrudan veya dolaylı olarak bir veya daha fazla ölçümü içermektedir. Bu ölçümler arasında dalgaların geçiş süresi (veya gecikmesi), yol uzunluğu, frekans, faz açısı, genlik, empedans ve dalga sapma açısı (yansıma ve kırılma) yer almaktadır. Ölçüm yöntemleri arasında darbeli ve sürekli dalga yöntemleri bulunmaktadır. Darbeli yöntemler, katot ışını osiloskop ekranında gözlemlenebilen geçiş sürelerini kullanarak kolayca tanımlanabilen ve doğru bir şekilde yerleştirilebilen referans noktaları sağlamaktadır. Darbe-yankı (pulse-echo), darbe-iletim (veya gölge) ve darbe-rezonans tekniklerini içeren darbeli yöntemler, günlük ultrasonik test işlemlerinin çoğunu oluşturmaktadır. Darbe-yankı çakışması (Pulse Echo Overlap - PEO) yöntemi, en yaygın olarak kullanılan tahribatsız muayene yöntemlerinden biridir. Darbe-yankı yöntemi, ses dalgalarının malzemenin içine gönderilmesi ve yansıyan dalgaların algılanması esasına göre çalışmaktadır. Bu işlem, ultrasonik bir verici ve alıcının kullanımını gerektirmektedir. Verici, malzeme yüzeyine yerleştirilir ve malzemeye bir sinyal gönderir. Bu sinyal malzemede ilerler ve malzeme yapısındaki farklılıklardan dolayı geriye yansır. Alıcı, yansıyan sinyalleri algılar ve bu veriler işlenerek malzemenin akustik özellikleri belirlenir. Verici ve alıcı için tek bir ultrasonik dönüştürücü kullanılabildiği gibi hem verici hem de alıcı için iki ayrı ultrasonik dönüştürücü kullanılabilir. Bu yöntem, malzemelerin akustik özelliklerinin hızlı ve hassas bir şekilde ölçülmesini sağlayan bir tekniktir. Ultrasonik dalgalar ve mekanik titreşimler, incelenen malzemenin elastik limitinin altında ve

onlara zarar vermeden gerçekleştirilen işlemlerdir. Sürekli dalga ölçümleri, yüksek oranda zayıflayan malzemeler dışında zorluklar sunar. Darbe tekniği, ultrasonik test yöntemleri arasında en basit ve en yaygın kullanılanıdır. Temel olarak, kısa bir ses dalgası dizisinin belirli bir mesafe boyunca hareket etmesi için geçen süreyi ölçmekten oluşur. Bu mesafe, sesin malzeme içindeki hızı biliniyorsa belirlenebilir veya mesafe biliniyorsa sesin hızı kolayca hesaplanabilir. Farklı mesafeler kat eden darbelerin göreceli genlikleri ölçülerek de zayıflama katsayıları belirlenebilir. Alınan darbelerin modellerini gözlemlemek, darbelerin yansıtıldığı bir kusurun doğası ve test edilen malzemenin yapısı hakkında değerli bilgiler sağlayabilir [53] [61] [62].

2.6. Spektroskopi

Spektroskopi, elektromanyetik radyasyon ve madde arasındaki etkileşimleri inceleyen bilim olarak tanımlanır. Bu araştırma alanı, yakın zamanda, ortak analitik sorunları çözmenin yanı sıra yeni zorlukları ele almak için yeni uygulamalar ve yeni analiz yöntemleri için olanaklar sunan metodolojiler ve enstrümantasyondaki yeniliklerin bir sonucu olarak çok büyük bir büyüme yaşamıştır. UV/Vis, infrared, Raman, floresan (fluorescence), nükleer magnetik rezonans, kütle (mass), x-ışını floresan, fotoelektron, yansıma (reflection) gibi pek çok çeşitli spektroskopi teknikleri bulunmaktadır.

Işığın teorik tanımı iki şekilde verilebilir: ışık, bir foton akışı veya bir elektromanyetik dalga olarak kabul edilebilir. Işığın foton olarak tanımlanması durumunda, fotonların davranışı ve özellikle fotonlar ve moleküller arasındaki etkileşim, kuantum optiği yasalarıyla açıklanabilir. Eğer ışığı tanımlarken elektromanyetik dalga tanımı kullanılırsa, bu durumda elektromanyetik dalganın bir ortamla etkileşimi, Maxwell denklemlerini içeren elektromanyetik teori ile açıklanmaktadır.

Birinci durumda, foton tanımı, fotonların enerjisi olarak

$$E = h\nu \quad (2.1)$$

burada h , Planck sabitidir ($h=6,626 \times 10^{-34}$ J·s) ve ν de ışığın frekansıdır. Vakumdaki ışık hızı c ; ışığın frekansı ν ve dalga boyu λ aşağıdaki formül ile ilişkilidir:

$$\nu = \frac{c}{\lambda} \quad (2.2)$$

Bu nedenle, elektromanyetik dalgaların enerjisi, karşılıklı dalga boyu ile doğru orantılıdır. Özellikle titreşim spektroskopisinde, karşılıklı dalga boyu kullanılır ve $\tilde{\nu}$ dalga sayısı olarak gösterilir:

$$E = hc\tilde{\nu} \quad (2.3)$$

Genellikle $\tilde{\nu}$ dalga sayısı şu şekilde yazılır:

$$\tilde{\nu} [cm^{-1}] = \frac{10000}{\lambda[\mu m]} \quad (2.4)$$

Işığın bir elektromanyetik dalga olarak tanımlayan ikinci durumda ise, ışığın yayılımı şu şekilde yazılabilir:

$$A(\varphi) = A_0(\varphi)e^{i(\omega t - \delta)} \quad (2.5)$$

burada A; genlik, ω ; dairesel frekans, t; zaman, δ ; faz açısı ve φ da polarizasyon açısıdır. Dairesel frekans, aşağıdaki gibi dalga boyu λ ve kırılma indisi n ile ifade edilebilir:

$$\omega = \frac{c}{\lambda n} \quad (2.6)$$

Denklem (2.5), soğurucu olmayan bir ortamda ışığın yayılması için geçerlidir. Emici bir ortam olması durumunda ise Denk. (2.5), kırılma indisi n'nin karmaşık formu n^* : ile değiştirilerek kullanılmalıdır:

$$n^* = n + ik \quad (2.7)$$

burada n ve k her zaman pozitiftir (negatif değildir). Bir soğurucu ortam söz konusu olduğunda, soğurma katsayısı α sıklıkla kullanılır:

$$\alpha = \frac{4\pi k}{\lambda} \quad (2.8)$$

Denk. (2.5) temelinde, ışık yoğunluğu I , şimdi şu şekilde ifade edilebilir:

$$I = I_0 e^{-\alpha l} \quad (2.9)$$

burada l , soğurucu ortam içindeki ışığın yol uzunluğudur.

Beer-Lambert yasası doğrudan Denklem (2.9)'dan çıkarılır:

$$I = I_0 e^{-\epsilon c l} \quad (2.10)$$

burada ϵ ; molar soğurma katsayısıdır ve c ; soğurucu bileşiğin konsantrasyonudur. Beer-Lambert yasası, genellikle logaritmik biçimde ifade edilir:

$$\log\left(\frac{I_0}{I}\right) = A = \epsilon c l \quad (2.11)$$

"log" yerine "ln" kullanılırsa, ϵ 'nin mutlak değerinin 2.303 kat değiştiğine dikkat edilmelidir [63].

2.7. Optik Karakterizasyon ve Kubelka-Munk Fonksiyonu Yaklaşımı

Malzemeler kullanım amaçları doğrultusunda optik, termal, mekanik, akustik ve elektriksel özellikler açısından karakterize edilebilirler. Fantomlar ayrıca tıbbi amaçlar için preklinik testlerde referans test nesneleri olarak kullanılmaktadır. Fantomların canlı dokuların özelliklerini taklit ederek defalarca kullanılabilmesi özellikle tıbbi araştırmalarda büyük avantajlar sağlamaktadır. Biyofotonik araştırmalarda doku benzeri materyallerin kullanımı da oldukça yaygındır. Akustik karakterizasyonda ses hızı, karakteristik akustik empedans, akustik zayıflama katsayısı ve akustik geri saçılma katsayısı gibi parametreler incelenirken, optik karakterizasyonda fantomlar

için absorpsiyon katsayısı, saçılma katsayısı ve anizotropi faktörü gibi optik parametreler ölçülmektedir [64] [65] [66].

Kubelka-Munk modeli, optikte yaygın olarak kullanılan teorik bir yansıma modelidir. Bu modelde, homojen bir numuneden geçen bir miktar ışığın iki yönde dağıldığı ve soğurulduğu varsayılır; böylece geçen ışık zayıflar. Kubelka-Munk modeli, genel radyasyon transfer teorisine iki akışlı bir yaklaşımdır. Yukarı ve aşağı akıların yayılması, sırasıyla S ve K olarak gösterilen Kubelka-Munk saçılma ve absorpsiyon katsayıları ile karakterize edilmektedir. Işık saçan malzemelerin optik özelliklerinin tanımlanması, radyasyon transfer modellerinin yaygın olarak kullanılmasını sağlamıştır. En başarılı ve basit modellerden biri de Kubelka-Munk modelidir. Bu model kullanılarak, parçacıklı filmlerin dağınık aydınlatma altındaki optik özellikleri, malzemenin etkili absorpsiyon ve saçılma katsayılarından tahmin edilebilmektedir. Malzemeleri incelemek için Kubelka-Munk modelinin; kağıtlar, boyalar, pigmentli plastikler veya polimerler, dekoratif ve koruyucu kaplamalar, güneş emici pigmentler ve boyalar, insan dokusu, yapraklar, biyolojik sistemler, kristal malzemeler, katıların erimesi, tozlar, lifler ve yün, ısı yalıtımı, optik özellikler, medikal fizik ve atmosfer fiziği gibi birçok uygulaması bulunmaktadır. Bu modelde, kaplamanın optik özelliklerinin absorpsiyon ve saçılma katsayıları gibi iki sabit tarafından belirlendiği varsayılmaktadır [67] [68] [69] [70] [71] [72] [73] [74] [75] [76] [77].

Malzemelerin optik karakterizasyonu, mikroskobik optik özelliklerinin belirlenmesi ile gerçekleştirilmektedir. Bu çalışmada, absorpsiyon katsayısı, saçılma katsayısı ve azaltılmış saçılma katsayısı olan mikroskobik optik özellikler, tek toplayıcı küre sistemi ve geniş bant beyaz ışık kaynağı kullanılan spektrometre ile ölçülen makroskopik optik özellikler üzerinden Kubelka-Munk fonksiyon yaklaşımı kullanılarak belirlenmiştir. Belirlenen makroskobik optik parametreler ise absorbans, geçirgenlik, yansıma, kırılma indisi ve optik doğrusal zayıflama katsayısıdır. Bir başka deyişle, agar, kas ve Zerdine fantomlarının mikroskobik optik özellikleri, bu çalışmada elde edilen temel makroskopik optik özelliklerin verileri kullanılarak hesaplanmıştır. Bu nedenle var olan daha karmaşık yöntemleri kullanmak yerine, mevcut benzer durumları kullanan matematiksel modellerle çalışmak daha avantajlı olmaktadır. Bu yönüyle mevcut çalışma fantom çalışmalarında önemli bir yeniliği içermektedir. Kısacası optik karakterizasyon, makroskobik ve mikroskopik optik parametreler temelinde yapılmaktadır. Mikroskopik optik parametrelerin belirlenmesi,

makroskobik optik parametreler kullanılarak Kubelka-Munk fonksiyonu yaklaşımı ile gerçekleştirilmektedir.

2.8. Isıl Çiftler ve Sıcaklık Ölçümü

Termokupl veya ısıl çift, temel uygulaması sıcaklık ölçümü olan bir cihazdır. Bu, küçük elektrik akımlarının, kavşakları (junctions, birleşim noktaları) arasında bir sıcaklık farkı olduğunda iki farklı iletkenin oluşan kapalı bir devrede aktığını bulan Seebeck'in (1822) çalışmasından ortaya çıkmıştır. Bu şekilde üretilen açık devre gerilimleri (elektromotor kuvvet; emf) görece Seebeck gerilimleridir. Termoelektrik devrenin oluştuğu iletken çift veya termoelementler, termokupl/ısıl çift olarak adlandırılır. Aslında, bir termokupl, termal enerjinin elektrik enerjisine dönüştürülmesi için sadece bir araçtır. Ortaya çıkan elektrik enerjisi, sıcaklık farkının bir fonksiyonudur ve bu nedenle bir elektrik enerjisi kaynağı veya sıcaklık ölçümü için bir araç olarak kullanılabilir. Seçilen termoelement çiftleri, kavşakları arasındaki sıcaklık farkları ile oldukça düzenli bir şekilde değişen voltajlar üretirler. Sıcaklık ölçümleri, kavşaklardan birinin referans sıcaklık olarak adlandırılan bilinen, sabit, tekrarlanabilir bir sıcaklıkta tutulmasıyla yapılabilir. Pratik ölçümler için referans sıcaklık, genellikle buzun erime noktası (0°C) olarak alınır. Diğer kavşak, ölçüm kavşağı olarak bilinir. Bilinen bir referans sıcaklık kullanıldığında, kavşaklar arasındaki sıcaklık farkı ve sonuç olarak voltaj-sıcaklık ilişkisi, tablolar, eğriler, matematiksel denklemler veya sıcaklık ölçüm cihazlarında “hafızalar-memolar” olarak ifade edilebilir. Bu ilişkilerin her biri, ölçüm bağlantısının sıcaklığının bir fonksiyonu olarak doğrudan veya dolaylı bir şekilde belirli ısıl çiftler tarafından üretilen voltajı verir. Termoelektrik termometri bu tür ilişkilere dayanmaktadır. Gerçek sıcaklığının bilinmesi koşuluyla, referans bağlantısının herhangi bir referans sıcaklıkta tutulmasına gerek olmadığına dikkat edilmelidir. Bu önemlidir, çünkü referans bağlantı noktalarını endüstriyel koşullar altında 0°C 'de tutmak her zaman uygun değildir. Örneğin, referans bağlantısı yaygın olarak kullanılan 0°C yerine 25°C 'de tutulursa ve ölçüm bağlantısı 100°C 'de tutulursa, ısıl çiftin voltaj çıkışı 75°C 'lik bir sıcaklık farkından kaynaklanacaktır [78].

Kısaca bir ısıl çift, iki ucu birleştirilmiş farklı metallere, iki telden oluşan bir sıcaklık ölçüm cihazı veya sensörüdür. Bağlantı noktalarından biri sıcaklığın

ölçüleceği yere yerleştirilir ve diğeri sabit bir düşük sıcaklıkta tutulur. Devreye bir ölçüm aleti bağlanır. Sıcaklık farkı, yaklaşık olarak iki bağlantı noktasının sıcaklıkları arasındaki farkla orantılı olan bir elektromotor kuvvetinin gelişmesine neden olur. Sıcaklık, standart tablolardan okunabilir veya ölçüm cihazının sıcaklığı doğrudan okuması için kalibrasyonu yapılabilir. Herhangi iki farklı metal veya metal alaşımı termoelektrik etki gösterir, ancak yalnızca birkaçı ısıl çift olarak kullanılır: örneğin, antimon ve bizmut, bakır ve demir veya bakır ve konstantan (bir bakır-nikel alaşımı). Yüksek sıcaklık ısıl çiftlerinde genellikle rodyum veya platin-rodyum alaşımlı platin kullanılır. Isıl çift, kullanılan tellerin türlerine göre adlandırılır. Örneğin, E tipi (nikel, krom ve konstantan), N tipi (biri krom ve magnezyum içeren iki nikel-silikon alaşımı), J tipi (demir ve konstantan), T tipi (bakır ve konstantan) veya B tipi (bir platin-rodyum alaşımı) olarak adlandırılırlar. Geniş sıcaklık aralığı (yaklaşık -200 °C ila 1.260 °C (-300 °F ila 2.300 °F)) ve düşük maliyeti nedeniyle en yaygın kullanılan tür K tipidir (nikel-alüminyum ve nikel-krom teller) [79].

2.9. İnsan Vücut Sıcaklığı ve Dokularda Sıcaklık Ölçümünün Önemi

Bir insanın normal vücut sıcaklığı sağlık durumu, yaşı, cinsiyeti, çevre sıcaklığı, günün saati ve benzeri faktörlere göre değişmekle birlikte genel olarak 37 °C civarındadır [80] [81]. Vücut sıcaklığı, insan sağlığı ve fizyolojisi için kritik bir gösterge olduğundan, doğru ölçülmesi hayati derecede önemlidir. Normal vücut sıcaklığı sağlıklı bir vücudun göstergesi olup, değişiklikler birçok hastalığın belirtisi olabilir. Bu nedenle, vücut sıcaklığı ölçümü, hastalıkların teşhis ve tedavisinde kullanılan önemli bir yöntemdir. Ayrıca, yüksek ateşli hastalıkların tanısı ve izlenmesinde de önemli bir gösterge olarak kullanılır. Dolayısıyla, vücut sıcaklığının doğru bir şekilde ölçülmesi, hastalıkların erken teşhis ve tedavisi için hayati öneme sahiptir.

Literatürde doku sıcaklıkları ile doku sağlığı arasında önemli ilişkiler olduğu bildirilmiştir. Örneğin dokularda 35 °C ile 40 °C arasındaki sıcaklıklar fotokimyasal etkilere yani biyostimülasyon etkilerine, 40 °C ile 48 °C arasındaki sıcaklıklar termal etkilere, 48 °C ile 60 °C arasındaki sıcaklıklar fotoablasyon etkilerine ve 60 °C'nin üzerindeki sıcaklıkların ise kalıcı hasara neden olduğu bildirilmiştir. Ayrıca 10 °C'ye

kadar olan sıcaklık artışlarının kan akımı değişikliklerini ve damar geçirgenliğini etkilediği ve enzim aktivitesini tetiklediği bildirilmiştir. Fotoaktivasyon adı verilen 40 °C'nin altındaki sıcaklıklar, hücrel aktivasyon ile açıklanmaktadır. 40 °C ile 48 °C arasındaki sıcaklıklarda protein yapı değişiklikleri, hidrojen bağının kırılması ve geri çekilmesi (retraction) gibi bazı moleküler ve doku reaksiyonları meydana gelmektedir. Bu fototermal olay, tersine çevrilebilir varyasyonlar olarak sınıflandırılmaktadır. 48 °C'den sonra fototermal etkiler proteinlerde ciddi yapısal değişikliklere (denatürasyon) neden olmakta ve bu değişiklik geri dönüşümsüz hasar olarak adlandırılmaktadır [82] [83] [84].

Yüksek sıcaklık, hücreler için oldukça zararlı olan bir faktördür. Hipertermi ve termal cerrahi gibi teknikler, belirli tümörlerin yok edilmesinde etkili olabilmektedir. Ancak, sıcaklığın 45 °C'nin üzerine çıktığı durumlarda, bu tekniklerin uygulanması ciddi hücrel hasarlara neden olabilmektedir [85]. Bir saniyelik 69 °C'lik bir maruziyet ya da 45 °C'de bir saatlik bir maruziyet, hücre nekrozu denilen ölümcül bir hücrel hasara yol açmaktadır [86].

Termal yaralanmaların mekanizması, vücuda enerjinin bir ısı kaynağından aktarılması ve dokuların sıcaklığında bir artışa neden olmasıdır. Doku sıcaklığı belli bir eşiği aştığında, metabolik süreçler durmakta ve hücreler geri dönüşümsüz bir şekilde hasar görmektedir. 1947'den bu yana yapılan araştırmalar, yanıkların sıcaklığın 44 °C'nin altında olduğu durumlarda oluşmadığını göstermiştir. Ancak, sıcaklık 44 °C'nin üzerindeyse, en az 6 saat içinde dokularda hasar meydana gelmektedir. Cilt yüzeyindeki sıcaklık 51 °C'nin altında kaldığında, termal yaralanma oranı sıcaklık her bir derece arttığında iki katına çıkmaktadır. 51 °C'nin üzerindeki sıcaklıklar, epidermisin hemen tahrip olmasına neden olurken, 70 °C'nin üzerindeki sıcaklıklar saniyeler içinde tam kat doku yıkımına neden olmaktadır [87]. Sonuç olarak, yüksek sıcaklıkların hücreler üzerindeki olumsuz etkileri göz önüne alındığında, bu sıcaklıklardan kaçınmak hayati derecede önem taşımaktadır. Çeşitli tedavi tekniklerinin uygulanmasında, sıcaklığın doğru şekilde kontrol edilmesi ve 45 °C'nin üzerine çıkılmaması gerekmektedir.

2.10. Metroloji, Medikal Metroloji ve Ölçüm Belirsizliği

Ölçüm anlamına gelen Yunanca “metron” kelimesinden gelen "Metroloji" kelimesi, “ölçüm bilimi ve uygulamaları” olarak tanımlanmaktadır. Metroloji, aşağıda belirtilen üç ana faaliyeti kapsamaktadır. Bunlar;

- i) Uluslararası kabul görmüş ölçü birimlerinin tanımını.
- ii) Ölçü birimlerinin bilimsel yöntemlerle gerçekleştirilmesini.
- iii) Bir ölçümün değerini ve doğruluğunu belirleyip belgeleyerek ve bu bilgiyi yayarak izlenebilirlik zincirlerinin kurulmasını [88].

Metroloji ve ölçümler, birçok önemli ekonomik, politik, çevresel, tıbbi ve yasal kararın temelini oluşturmaktadır. Doğru ve güvenilir ölçümler, ürün kalitesinin sağlanmasında ve çevre, sağlık ve güvenlik konularının desteklenmesinde kritik bir öneme sahiptir. Doğru bir ölçüm sistemi, küresel ve ulusal ekonomik faaliyet, adil ticaret, kalite kontrol için temel bir ön koşuldur ve müşteriyi korumaya hizmet etmektedir. Diğer tüm alanlarda olduğu gibi sağlık alanında da gerçekleştirilen metrolojik faaliyetlerin önemi yadsınamaz bir gerçektir. Biyomedikal veya Medikal Metroloji, ölçüm fonksiyonlarına sahip tüm tıbbi cihazların ölçüm, kontrol, doğrulama ve kalibrasyon faaliyetleri olarak tanımlanabilir. Tıp alanında kullanılan cihazlar, insanlar üzerinde kullanıldığı için kritik öneme sahiptir ve hastalıklar ve tedaviler ile ilgili kararlar da genellikle tıbbi ölçüm cihazlarından elde edilen sonuçlara göre verilmektedir [89] [90] [91] [92].

Medikal cihaz kalibrasyonu ve testi, metroloji alanında ortaya çıkan, önemli ve kritik konulardan biridir. Tıbbi cihaz ve ölçümlerdeki izlenebilirlik, teknik ve askeri kalibrasyon ve ölçümlerdeki izlenebilirlik kadar güçlü değildir. Hasta güvenliği, tıbbi cihaz endüstrisi ve sağlık sektöründeki uygulamalar için bir zorunluluktur. Bu nedenle medikal alanda kullanılan tüm ölçüm cihazlarının periyodik olarak kontrol edilmesi ve tüm ölçümlerin tıbbi cihazların güvenilirliğini garanti eden bir kalite kontrol rejimi olarak standardize edilmesi gerekmektedir. Biyomedikal ekipmanların test, ölçüm ve kalibrasyonu, hasta güvenliğinin yanı sıra tanıda doğruluk ve tedavide etkinlik gerektirdiğinden üreticiler için giderek daha önemli hale gelmektedir [90].

Sağlık alanında görüntüleme, tanı ve tedavide kullanılan cihazların çeşitliliği son yıllarda artmakta ve kullanımları da yaygınlaşmaktadır [93] [94] [95]. Hasta tanı ve tedavisi genellikle tıbbi muayeneler gibi klinik bulgulara ve hastalardan yıllar içinde

elde edilen istatistiksel çalışmaların sonuçlarına dayanmaktadır. Medikal ölçümler, klinik bulguların oluşturulmasında ve çok sayıda hastadan tutarlı istatistiksel verilerin alınmasında önemlidir [89] [91] [92]. Bu sistemler, basit bir termometreden bilgisayarlı görüntüleme sistemlerine, klinik ölçüm cihazlarına veya bilgisayar kontrollü, son derece hassas cerrahi robotlara kadar uzanmaktadır. Bu sistemler ile elde edilen bulgular ve muayene bulgularına göre tedavi basamakları ve yöntemleri hekimler tarafından belirlenmektedir. Ölçüm sistemlerinden elde edilen veriler, incelemelerden elde edilen bulgulardan daha önemli olabilir. Örneğin bir tıp doktorunun muayene bulgularında tespit edemediği bir fıtık, MR (manyetik rezonans) görüntüsünde ortaya çıkabilir. Bu nedenle medikal alanda kullanılan cihazlar kritik öneme sahip cihazlardır [90].

Metroloji, ölçüm belirsizliği ve uygulama alanına bakılmaksızın, ölçüm ile ilgili bütün teorik ve uygulamaya yönelik unsurları içermektedir. Kalibrasyon denildiğinde “Ölçüm Standartları ve İzlenebilirlik”, “Kalibrasyon Sertifikası ve Etiketi” ile “Ölçüm Belirsizliği” ilk akla gelen unsurlardır. Ölçüm yöntemi ve referans standart(lar)ın belirlenmesi, kalibrasyon sisteminin kurulması ve ölçüm verilerinin alınması, belirsizlik hesaplamaları ve kalibrasyon sertifikasının düzenlenmesi, kalibrasyonu yapılacak nesnenin görsel kontrolü, laboratuvar ortamında cihaza uygulanan ön koşullandırma ile kontrollü ortam şartları kalibrasyonun aşamalarındandır. Ölçüm belirsizliği; elde edilen bilgiye dayanılarak ölçülene atfedilen büyüklük değerlerinin dağılımını niteleyen, negatif olmayan sayısal parametredir. A tipi ve B tipi olmak üzere iki tip ölçüm belirsizliği vardır. A tipi ölçüm belirsizliği; ölçüm serilerinden elde edilen büyüklük değerlerinin istatistiksel dağılımıdır. B tipi ölçüm belirsizliği; tecrübe ve diğer bilgilere dayalı olasılık yoğunluk fonksiyonlarından elde edilen standart sapmadır. Ölçüm belirsizliğinin hesaplamasında, model fonksiyonun oluşturulması, belirsizlik bileşenlerinin belirlenmesi, değerlerinin hesaplanması ve bileşik belirsizlik ile genişletilmiş belirsizliğin hesaplanması vardır. Metrolojik izlenebilirlik, bir ölçüm sonucunun, her bir ölçüm belirsizliğine katkıda bulunan kalibrasyonlardan oluşan belgelendirilmiş kesintisiz bir zincir aracılığı ile belirli bir referansa ilişkilendirebilme özelliğidir ve tanımlanmış bir kalibrasyon hiyerarşisi gerektirir. İzlenebilirlik zincirinde, her bir üst referans ölçüm sisteminin genişletilmiş belirsizliği her zaman daha küçük değerdedir [96].

2.11. Kızıl Ötesi Termal Kamera ile Sıcaklık Ölçümü

Gözlerimiz elektromanyetik spektrumda sadece görünür bölgedeki ışığı görür. Kızıl ötesi ışığa benzer şekilde, görünür ışık dışında elektromanyetik spektrumdaki diğer tüm dalga boylarını gözlemleyemeyiz. Sıcaklığı mutlak sıfırın ($0\text{ }^{\circ}\text{K}$, yani $-273\text{ }^{\circ}\text{C}$) üzerinde olan tüm maddeler termal enerji yayar. Başka bir deyişle, tüm nesneler mevcut ısılarından dolayı kızıl ötesi enerji yayarlar. Enerji, maddenin sıcaklığına bağlı olarak değişir. Termal enerji, gözümüzün göremediği kızıl ötesi aralığında yayılır. Termal kameralar bu temelde çalışır. Başka bir deyişle, termal kamera elektromanyetik spektrumda kızıl ötesi dalga boylarını görünür bir şekilde oluşturur. Bir kızıl ötesi kamera veya termal görüntüleme cihazı, bir nesnenin kızıl ötesi enerjisini algılar ve ölçer. Kızıl ötesi kamera, ölçülen nesnelerden yayılan kızıl ötesi verileri kullanarak nesnelerin yüzey sıcaklığını gösteren bir cihazdır. Termal kamera, kızıl ötesi enerjiyi bir ızgarada düzenlenmiş binlerce dedektör pikseli içeren özel bir dedektör çipine (sensör dizisi) odaklayan bir optik sistem içerir. Sensör dizisindeki her piksel kızıl ötesi enerjiye yanıt verir ve bir elektronik sinyal üretir. Kamera işlemcisi, her pikselden gelen sinyali alır ve nesnenin görünen sıcaklığının renkli bir haritasını oluşturarak matematiksel bir hesaplama uygular. Her sıcaklık değeri farklı bir renkte görüntülenir. Ortaya çıkan renk matrisi, nesnenin sıcaklığını termal görüntü olarak kamera ekranına ve hafızasına gönderir. Termal kamera kısaca IR (kızıl ötesi) enerjisine göre oluşan görüntünün genel yapısını, renklerini ve şekillerini belirleyen bir görüntüleme yöntemi olarak görünmeyen IR enerjisine (ısıya) dayalı bir sıcaklık görüntüleme sistemidir. Genel olarak güvenlik amaçlı da kullanılabileceği gibi çok çeşitli sektörlerin kullanımına da açıktır. Özellikle ısı güdümlü füzeler, gece görüş sistemleri ve benzeri askeri tekniklerin geliştirilmesi ile önemi daha da artmıştır. Bu cihazlarla çekilen fotoğraflarda sıcak bölgeler açık renklerle, soğuk bölgeler ise koyu renklerle gösterilir. En soğuk bölge mavi, en sıcak bölge ise sarı ile gösterilir [97] [98] [99].

2.12. Optik Güç Ölçümü ve Termal Sensörler

Yüksek güçlü lazerler (birkaç kilovatlık), metaller de dahil olmak üzere çeşitli malzemelerden yapılmış yapıların kaynaklanması, kesilmesi, işaretlenmesi ve eklemeli imalatına kadar çok çeşitli endüstriyel üretim süreçlerinde kullanılmaktadır.

Lazer, uzun ömürlü, akıllı algılama tekniklerine dayalı izleme ve kontrol sistemlerine dahil edilebilen, sıfır hatalı üretime izin veren çalışan bir araçtır. Bu, yüksek optik güç ölçümünün iyileştirilmesini gerekli kılmaktadır. Aynı zamanda ara optik güçler (birkaç mili vattan birkaç vata kadar) telekomünikasyon, hizalama, lazer gösterileri, mikro litografi ve enerji kaynakları gibi farklı alanlarda kullanılmaktadır. Optik gücü ölçmek için kullanılan en yaygın iki teknik, foto-elektron etkileşimine dayalı termal olmayan sensörler (örneğin fotodiyotlar) veya termal enerji emilimine dayalı olarak kullanılan termal sensörlerdir (termopil sensörler). Fotodiyotlar genellikle daha hızlı yanıt sürelerine sahiptirler ve daha düşük güç seviyelerinde çalışırlar. Sıcaklığa ve optik güç dağılımına duyarlıdırlar. Yalnızca küçük kesirli bölme oranı biliniyorsa, optik gücün yalnızca bir kısmını örnekleyerek yüksek gücü ölçmek için kullanılabilirler. Termopil sensörler ise, yüksek gücü doğrudan ölçebilirler, biraz yavaş olmalarına rağmen daha yüksek güç seviyelerinde çalışabilirler. Ancak bu ölçümlerde tam lazer gücünün güç ölçere ulaşması gerekmektedir [100].

2.13. Modern Fizik, Emisivite ve Işınım

Tüm nesneler, bir dalga boyu aralığında elektromanyetik radyasyon yayar. Daha soğuk bir nesne, daha sıcak olandan daha az enerji yayar. Bir nesne ısıtıldığında ve sıcaklığı arttığında, yayılan radyasyonun algılanan dalga boyu kızıl ötesinden kırmızıya ve sonra kırmızıdan turuncuya değişir. Sıcaklık arttıkça, nesne elektromanyetik spektrumun giderek küçülen dalga boylarına karşılık gelen renklerle parlar. Akkor ampullerin altında yatan prensip budur. Sıcak metal filaman kırmızı renkte parlar ve ısınma devam ettikçe, parlaklığı sonunda elektromanyetik spektrumun tüm görünür kısmını kaplar. Yayılan nesnenin veya yayıcının sıcaklığı (T), yayılan enerjinin maksimuma ulaştığı dalga boyunu belirler. Örneğin, (5000–6000) K yüzey sıcaklığına sahip güneş, yaklaşık 560 nm dalga boyunda elektromanyetik spektrumun görünür kısmında en güçlüdür. Vücut yaklaşık 300 K normal sıcaklığındayken en güçlü şekilde spektrumun kızılötesi bölgesinde yayılır. Bir nesneye gelen radyasyon kısmen emilir ve kısmen yansıtılır. Termodinamik dengede, bir nesnenin radyasyonu soğurma hızı, radyasyon yayma hızıyla aynıdır. Bu nedenle, etkili bir radyasyon soğurucu, etkili bir yayıcıdır. Mükemmel bir emici, gelen tüm elektromanyetik radyasyonu emer. Bu nesne "kara cisim" olarak bilinir. Kara cisim bir idealleştirme

olsa da hiçbir fiziksel nesne gelen radyasyonun %100'ünü emmediğinden, kapalı bir muhafazanın duvarında kavite radyatörü olarak bilinen küçük bir delik oluşturulur. Bir kavite radyatörünün iç duvarları pürüzlü ve karartılmıştır; bu nedenle, boşluk duvarındaki küçük bir delikten giren herhangi bir radyasyon, boşluğun içinde tutulur. Termodinamik dengede (T sıcaklığında), boşluk duvarları yaydıkları kadar radyasyonu emer. Ayrıca boşluğun içinde deliğe giren radyasyon, delikten çıkan radyasyonla dengelenir. Bir kara cismin emisyon spektrumu, delikten yayılan ışık analiz edilerek elde edilebilir. Bir kara cisim tarafından yayılan elektromanyetik dalgalara kara cisim radyasyonu adı verilir [101].

Kara cisim, tüm frekansları emen ve yayan idealleştirilmiş bir nesnedir. Klasik fizik, sabit bir sıcaklık için frekansın bir fonksiyonu olarak kara cisim radyasyonunun yoğunluğunu tanımlayan bir denklem türetmek için kullanılabilir ve sonuç Rayleigh-Jeans yasası olarak bilinir. Düşük frekanslar için Rayleigh-Jeans yasası geçerli olmasına rağmen, yüksek frekanslar için bu sapma ultraviyole felaketi olarak adlandırılır [102].

Kuantum teorisi ilk olarak Max Planck tarafından bir kara cisim tarafından yayılan elektromanyetik enerjinin kuantumu için keşfedilmiştir. Max Planck, kara cisim ışımasını anlamak istemiştir. Planck, kara cismin küçük delikli bir kutu kullanılarak modellenebileceğini düşünmüştür. Bu düşünceden yola çıkarak kutuyu ısıtmış ve sistemin sabit bir duruma (sabit bir sıcaklıkta) ulaşması ve delikten çıkan elektromanyetik radyasyonun türünün (frekansın bir fonksiyonu olarak yoğunluk) bu şekilde belirlenmesini beklemiştir. 1900'de Rayleigh ve Jeans, bu soruna klasik mekaniği uygulamaya çalışmışlar ve kara cismin bir frekans dağılımıyla elektromanyetik radyasyon yayacağını doğru bir şekilde hesaplamışlardır. Bununla birlikte, frekans ne kadar büyük olursa, yoğunluk da o kadar yüksek olacaktır ve bu da ultraviyole felaketi olarak bilinen saçma bir sonuca yol açacaktır. Bu bakımdan, deney bu teoriyle çelişmekteydi. Belirli bir T sıcaklığında (belirli bir frekansta, ν) yoğunluk dağılımı, tek bir maksimuma sahiptir. Sıcaklık arttıkça, maksimum değer daha yüksek frekanslara doğru kaymalıdır (bir demir parçası 500 °C'de kırmızı ve 1000 °C'de mavi görünür). Rayleigh ve Jeans gibi Max Planck da bu basit nitel resmi klasik teoriden almış ve bir şeylerin yapılması gerektiğine inanmıştır. Kuantum teorisinin doğuşu için genel olarak kabul edilen tarih olan 14 Aralık 1900'de Planck, harmonik osilatörlerin bir koleksiyonu olarak kabul edilen bir kara cisim için teorik sonuçlarını sunmuştur. Büyük bir isteksizlikle, maddenin, tek bir kara cisim osilatörünün titreşimlerinin

frekansı ν ile orantılı olan $h\nu$ enerjisinin eşit parçaları ("kuanta") dışında radyasyon yayamayacağını öne sürmüştür. Bunu hemen ünlü Planck sabiti h izlemiştir ($h = 6.62607 \cdot 10^{-34}$ J·s). Enerji niceliğine ilişkin bu hipotez, teoremin deneyle aynı fikirde olmasına ve ultraviyole felaketini ortadan kaldırmasına yol açmıştır. Böylece tarihte modern fiziğin alanı başlamıştır. Modern kelimesinin seçilmesinin nedeni ise bu teorilerin temellerinin 20. yüzyılın ilk otuz yılında atılmış olmasından ileri gelmektedir [103].

Kızıl ötesi enerji yayan yüzeyin sıcaklığı, kızıl ötesi ekipman kullanılarak ölçülmüştür. Örneğin kızıl ötesi termometreler, sıcaklığını ölçmek istediğiniz nesnenin yüzey sıcaklığını ölçen aletlerdir. Bunu, cisimden yayılan kızıl ötesi enerjiyi ölçerek yaparlar. Bu ölçümün daha doğru bir şekilde alınabilmesi için, termometrenin "emisivite" değerinin doğru değerde olması gerekmektedir. Emisivite yönünden sabit bir emisivitesi olanlar ve ayarlanabilenler olarak iki tür kızıl ötesi termometreler vardır. Sıcaklığı mutlak sıfırdan ($-273,15$ °C / $-459,67$ °F) yüksek olan her cisim kızıl ötesi enerji yayar. Ancak tüm nesneler kızıl ötesi enerjiyi eşit şekilde yaymazlar. Emisivite, bir malzemenin kızıl ötesi enerjiyi yayması veya emmesi ile elde edilen etkinliği ifade eder. Tüm emisivite değerleri "0.0" ile "1.0" arasında değişir. "1.0" emisivite değeri, enerjinin %100'ünü yayar çünkü 'mükemmel yayıcı' olarak ifade edilir. Emisivite değeri "0.0" olan bir nesne ise hiçbir kızıl ötesi enerjiyi yaymaz. Genel bir kural olarak, yüksek oranda yansıtıcı veya parlak olan materyallerin emisivite değeri düşüktür ve koyu renkli ve donuk olan malzemeler yüksek emisivite özelliklerine sahiptir [104] [105].

Kızıl ötesi termometreler birincil işlevleri olarak kızıl ötesi enerjiyi yakalarlar. Sıfırdan (0 Kelvin) daha yüksek sıcaklığa sahip herhangi bir nesne kızıl ötesi radyasyon yayar. Nesnedeki moleküllerin titreşimleri ve radyasyon emisyonları ne kadar güçlüyse, vücudun sıcaklığı o kadar yüksek olur. Daha yüksek sıcaklıklarda, nesnedeki moleküllerin titreşimleri ve radyasyon emisyonları artar. Denklem 2.21-2.23'te [106] gösterildiği gibi Stefan-Boltzmann yasası bu olgunun adıdır. Stefan-Boltzmann yasası, formül 2.21'de gösterildiği gibi, termal radyasyon yoğunluğunun sıcaklığın dördüncü gücüne bağlı olduğunu belirtir. Burada, I ; termal radyasyon yoğunluğunu, birim alan başına düşen gücü (ışık akısı veya güç yoğunluğu) veya ışıınımı temsil etmektedir.

$$I = e\sigma T^4 \quad (2.21)$$

$$I = \frac{P}{A} \quad (2.22)$$

$$P = e\sigma AT^4 \quad (2.23)$$

Bu denklemlerde “I” termal radyasyon yoğunluğunu veya birim alan başına düşen gücü, “e” nesnenin 0 ile 1 arasında boyutsuz bir sayı olan yüzey radyasyon emisivite katsayısını, “σ” Stefan-Boltzmann sabitini ($\sigma = 5,6703 \times 10^{-8} \text{ Watt}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-4}$), "T" sıcaklığı, "P" gücü ve "A" yayılan radyasyonun boşluk açıklığının alanını temsil etmektedir.

2.14. Fotoakustik Etki ve Uygulamaları

Fotoakustik (PA) veya Optoakustik (OA) etki, modüle edilmiş elektromanyetik dalgaların malzeme tarafından soğurulmasıyla oluşan akustik dalgaların üretilmesini ifade etmektedir [107]. Fotoakustik, optik ve akustiği birleştiren hibrit bir tekniktir [108]. Fotoakustik teknik, numuneye çarpan ve numunenin termal durumunu değiştiren ışığa dayanan fototermal etkinin bir çeşididir. Başka bir deyişle, fotoakustik etki, ışığın soğurulmasının bir sonucu olarak ışık, ısı ve ses arasındaki bir dönüşümdür. Bir başka deyişle, malzeme üzerinde meydana gelen opto-termo-akustik bir dönüşümdür [109].

Telefonun mucidi Alexander Graham Bell, 1880 yılında fotoakustik etkiyi keşfetmiştir. Graham Bell, güneş ışığını farklı dalga boylarında emen malzemelerin ürettiği sesi dinlemek için "spektrofonunu" kullanmıştır. Bell, ışığın ince bir diyaframa odaklandığında sesin yayıldığını keşfetmiştir [110] [111] [112] [113]. Fotoakustik (PA) ve Fototermal (PT) fenomenleri Graham Bell'in fotofonuyla başlamıştır [107].

Başlangıçta yalnızca gaz numunelerinin incelenmesi için kullanılan fotoakustik teknik, genel bir teorik modelin başarılı bir şekilde geliştirilmesinin ardından yoğun madde analizine doğru başarılı bir şekilde genişletilmiştir [109].

Fotoakustik etkinin katılara uygulanması ilk olarak 1976'da Rosencwaig ve Gersho tarafından bir gaz mikrofon sisteminde modellenmiştir. Tek boyutta

basitleştirilmiş sinyal, hermetik olarak kapatılmış bir PA hücresinde ısı iletimi ve basınç dalgası üretimi arasındaki bağlantı aracılığıyla yorumlanmıştır [110].

Araştırmalarında Bell, atımlı (darbeli) yoğun ışığın optik olarak emici malzemeleri ısıtarak, bunların genleşmesine ve ısıtılabilir titreşimler üretmesine neden olabileceğini keşfetmiştir. Bell, koyu renk liflerin daha açık renkli liflerden daha yüksek ses çıkardığını göstermiştir. Bu aynı zamanda üretilen fotoakustik sinyalin genliğinin emilen ışık miktarıyla orantılı olduğunu belirten mevcut fotoakustik ilişkiyle de uyumludur. Bell, beyaz ışığı ayırmak için bir prizma kullanmış ve ışık ve liflerin farklı renk kombinasyonlarının daha yüksek sesler üretebileceğini göstermiştir. Işığın dalga boyunu değiştiren ve fotoakustik tepkinin genliğini, görüntülenen malzemelerin absorpsiyon spektrumlarıyla ilişkilendiren çok dalga boylu fotoakustik görüntüleme, bugün aynı fikri kullanmaktadır. Işık enerjisini emen ve fotoakustik geçişlere neden olan, tipik olarak dokularda bulunan biyolojik kromoforların tıbbi görüntülerinin oluşturulması, fotoakustik fenomenin çağdaş bir kullanımıdır. Dokunun dış yüzeyindeki ultrasonik transdüserler (proplar), fotoakustik basınç dalgalarını absorbe ederek, fotoakustik görüntülemeyi önemli ölçüde doku derinliğinde ultrason benzeri çözünürlüğe sahip invazif olmayan, iyonlaştırıcı olmayan bir tıbbi görüntüleme yöntemi haline getirmektedir. Fotoakustik görüntüleme, dokulardaki optik emicileri (ışık girişi-ses çıkışı) görüntülemek için akustik dedektörler kullanan yeni bir biyomedikal görüntüleme tekniğidir [114].

Şu anda, FTIR (Fourier dönüşümü kızıl ötesi spektrofotometri) cihazları fotoakustik spektroskopiyi kullanmaktadır. Ancak, FTIR'da bu teknoloji yalnızca son yirmi yılda uygulanmaktadır. Numune bir kaba yerleştirilir ve bir fotoakustik aksesuarda IR-şeffaf bir camla kaplanır. Daha sonra aksesuar ya helyum ya da hava ile doldurulur. IR ışını daha sonra numuneye yönlendirilir. Helyum numuneden ısıyı emer ve genişleyerek basıncın artmasına ve akışın oluşmasına neden olur. Örnek, hücre içindeyken helyumun hareketi, bir mikrofon kullanılarak elektrik sinyallerine çevrilebilen sesler üretir. Mikrofon sinyali yol farkına karşı çizilerek bir interferogram oluşturulur. Arka plan olarak bir karbon siyahı spektrumu kullanılır. Spektrumları elde etmek için, interferogramı dönüştürmek için Fourier dönüşümü kullanılır. Bu sistemde, katılar, sıvılar ve gazlar fotoakustik spektroskopi (PAS) kullanılarak incelenebilir. Bu, önemli numune hazırlığı gerektirmeyen tahribatsız bir yöntemdir [115].

Fotoakustik spektroskopinin (PAS) değeri ilk olarak 1970'lerde ayarlanabilir lazerlerin kullanıma sunulmasıyla anlaşılmıştır. Elektronik enstrümantasyondaki ilerleme, bilgisayarlara kolay erişim ve küçük akustik dedektörlerin mevcudiyeti, son kırk yılda laboratuvar ve uzaktan algılama uygulamalarında PAS'ın kapsamını önemli ölçüde artırmıştır [113].

Kuvars diyapazonlar, rezonans hücrelerdeki membran mikrofonlar ve minyatür dedektörler için konsol ve köprü akustik sensörler dahil olmak üzere, fotoakustik dalgaları almak için yıllar boyunca çeşitli alternatif algılama yöntemleri kullanılmıştır. Hafif gaz etkileşimlerini artırmak için optik rezonans boşluk kullanımları gibi özel sensör tasarımları, performansı artırmak için önerilmiştir [116].

1970'lerde ve 1980'lerde çeşitli endüstriyel ve bilimsel algılama uygulamaları geliştirilmiştir. Bununla birlikte, lazer kaynaklı yüzey ısıtması tarafından üretilen bir gazda yayılan akustik dalgaların bir mikrofon kullanılarak tespit edildiği bu uygulamaların çoğunda dolaylı gaz fazı hücre tipi PA tespiti kullanılmıştır. Bu, lazer kaynaklı ultrasonik dalgaların doğrudan saptanmasında yararlanılan biyolojik fotoakustik görüntülemenin (PAI) tam tersidir [117].

Alexander Graham Bell başlangıçta fotoakustik etkiyi bir asırdan fazla bir süre önce optik enerjinin işitsel basınç dalgalarına dönüştürülmesi olarak tanımlasa da, fotoakustik etki üzerindeki araştırmalar çok daha gelişmiş sinyal üretimine izin veren lazerin icadına kadar çok fazla ilerleme kaydetmemiştir. Fotoakustik daha sonra, önce gaz spektroskopisi alanında ve ardından biyomedikal uygulamalarda daha popüler hale gelmiştir. PAI, son 20 yılda küçük hayvan görüntüleme için fikirden tomografik modaliteye ve klinik cihazlara doğru hızla ilerlemiştir [118].

Bir atom dışarıdan yeterli miktarda enerji aldığı anda, yörüngelerinden birindeki bir elektron, o enerji seviyesinden daha yüksek enerji seviyesine sahip başka bir yörüngeye geçer. Bu fenomen, bir atomun uyarılması olarak bilinir. Bu atomlara uyarılmış atomlar denir. Uyarılmış bir elektron her zaman temel durumuna dönmek ister ve bunu yaparken de belirli bir frekansta ışık şeklinde enerji salar. Yani alınan enerji tekrar enerji olarak yayılır ama fotoakustik etki durumunda hareket ettikçe ışık enerjisinden ısı enerjisine dönüşür. Bu moleküllerin gevşeme süresi, optik sinyalin görev döngüsünden daha az ise, ses spektrumunun işitilebilir alanında bir ses dalgası oluşturulabilir [107].

Periyodik olarak modüle edilmiş bir lazer ışını malzemeye yönlendirilir. Absorbe edilen ışık enerjisinin bir kısmı veya tamamı, ışınlımsız uyarma işlemleri

yoluyla ısıya dönüştürülür. Sonuç olarak, sürekli bir ısı kaynağı vardır. Katı bir numune gaz geçirmez bir hücreye kapatılırsa, modüle edilmiş yüzey sıcaklığı nedeniyle katı yüzeye bitişik gaz tabakasının alternatif genişmesi ve büzülmesi indüklenir. Numunenin özelliklerine bağlı olarak bir fotoakustik basınç sinyali üretilir [119]. Ortaya çıkan akustik geçişler geniş bantlıdır ve ultrasonik bir dönüştürücü kullanılarak algılanabilir [120].

Fotoakustik spektroskopinin ölçümü fotoakustik etkiye dayanmaktadır. Bir malzeme atımlı/darbeleri ışığa maruz kaldığında, ışıkla aynı frekansta akustik dalgalar üretir. Fotoakustik etkinin daha sonra bir ölçüm tekniği olarak uygulanmasından bu yana onlarca yıl geçmiştir. Son derece hassas mikrofonların ortaya çıkması ve elektronikteki diğer gelişmelerle birlikte, çalışmalar özellikle gaz numunelerinin ölçülmesine doğru kaymıştır. Bu, kızıl ötesi aralıkta fotoakustik etkiyi kullanmak için yeni bir yaklaşımdır. Bu yöntem, son derece hassas FTIR ekipmanının ortaya çıkması nedeniyle katı numune incelemesi için de yoğun bir şekilde çalışılmıştır [121].

Fotoakustik spektroskopi, atmosferik izleme, endüstriyel proses kontrolü, güvenlik ve biyomedikal uygulamalar dahil olmak üzere çok çeşitli uygulamaları kapsayan gaz tespiti için en güçlü tekniklerden biridir [116].

Opto-akustik spektroskopi olarak da bilinen fotoakustik (PA) spektroskopi, optiği termal enerjiye dönüştürmeye dayalı optotermal (OT) teknik ailesinin bir parçasıdır. Son yüzyılda, bu termal enerjinin nasıl oluşturulduğuna ve tespit edildiğine bağlı olarak, katı, sıvı ve gaz numunelerinin incelenmesi için farklı yaklaşımlar geliştirilmiştir [122]. Fotoakustik spektroskopisi üç kategoriye ayrılabilir. Bunlar; gaz ve aerosol ölçümleri, sıvı ve yumuşak malzeme uygulamaları ve katı ölçümleridir [122].

Fotoakustik teknikler çeşitli avantajlara sahiptir. Katılar, sıvılar ve gazlar gibi çok çeşitli örnekler uygulanabilirler [122]. Bu durum, tahribatsız bir analiz imkânı sunar [115]. İyonlaştırıcı radyasyon içermediği için de oldukça güvenlidir [118]. Optik görüntüleme modalitelerinde “optik saçılma” olgusundan etkilenmez [123]. Fotoakustik görüntüleme (PAI), optik görüntüleme ve ultrasonik görüntüleme tekniklerine kıyasla gelişmiş bir görüntüleme yöntemidir çünkü optik ve ultrasonik görüntülemenin faydalarını birleştiren hibrit bir görüntüleme yöntemidir [124]. Non-invazif görüntüleme sağlar [125]. In-vitro ve in-vivo analizlere ve görüntülemeye olanak sağlar [109]. Canlı organizmaların yapısal, işlevsel ve moleküler görüntülemesi yapılabilir [125]. Hastalıklı dokular veya kanser gibi süreçler tespit edilebilir [120].

Derinlik profili, yani daha derin doku penetrasyonu veya daha derin görüntüleme derinliği, bilgisi sağlar [108]. Kontrast maddeler tarafından daha iyi emilim sağlar [125]. Hem endojen (oksihemoglobin (HbO_2), deoksihemoglobin (Hb), su (hem serbest hem bağlı), melanin ve lipid ile) hem de eksojen (metilen mavisi boya (MBD), indosiyanin yeşili (ICG), raportör gen ajanları ve nanopartiküller gibi küçük molekülü boyalar) kromoforları gösterme yeteneğine sahiptir [118]. Yüksek uzamsal ve zamansal çözünürlük potansiyeline sahiptir [118]. Yüksek ultrasonik çözünürlük (şu anda uzamsal çözünürlük yaklaşık 100 μm 'dir) ile daha yüksek bir uzamsal çözünürlük sunar [125] [126]. İyi görüntü kontrastına sahiptir (mükemmel yumuşak doku kontrastı) [125] [127]. Yüksek özgüllük ve duyarlılığa sahiptir (Örnek boyutundan etkilenir. Duyarlılık, örneklem büyüklüğündeki artışla azalır. Kan hacmine ve kan oksijen doygunluğuna karşı yüksek bir duyarlılığa sahiptir.) [109] [115] [127]. Şimdilik optik ve RF elektromanyetik dalgaları kullanabilmektedir [109] [125]. Nispeten ucuz bir biyomedikal görüntüleme cihazı (el fotoakustik probu) üretme imkânı sunar [128]. Bu da gelecekte daha geniş bir uygulama alanı bulması ile fizik, malzeme bilimi ve tıpta birçok uygulamanın önünü açabilir [109].

Fotoakustik etki için iki ana uygulama vardır. Biri fotoakustik spektroskopi, diğeri ise fotoakustik görüntülemedir. Başka bir sınıflandırma olarak, biyolojik ve biyolojik olmayan fotoakustik uygulamalar arasında bir ayrım yapılabilir. Işık absorpsiyonu nedeniyle gaz numunesinde üretilen yoğunluk değişikliklerini ve basınç dalgalarını incelemek için fototermal spektroskopi (PTS) ve fotoakustik spektroskopi (PAS) kullanılmıştır. Fototermal ve fotoakustik etkiler, bir gaz numunesindeki modüle edilmiş ışığın soğurulmasından kaynaklanmaktadır [129]. Fotoakustik etki, gazlarda ışık absorpsiyonu (Fotoakustik Spektrometre) [109], gazlı numunelerin ölçümü [116] veya katı materyaller [130], analiz [109] [115] [117] [131], malzemelerin özellik ve davranışlarının incelenmesi [109], nitrojende metan gazı tespiti [109], havadaki etilen, amonyak ve diğer gazların belirlenmesi [109], atmosferdeki kloroflorokarbon (CFC) bileşikleri, sera gazları (GHG) ve karbon monoksitin çevresel izlemesinin yanı sıra boru hattı taşıma sistemlerinde hidrokarbon kaçak tespiti [129], ozon gazı algılama izleme [132], ve toprak analizi [133] gibi uygulamalar biyolojik olmayan fotoakustik uygulamalara örnek olarak verilebilir.

Fotoakustik etkinin esas alındığı diğer bir ana uygulama ise fotoakustik görüntülemedir. Bu görüntüleme tekniği ayrıca optoakustik (OA) veya termoakustik (TA) görüntüleme olarak da bilinmektedir. Fotoakustik görüntüleme, numuneyi

uyarmak için atımlı/darbeli ışık kullanırken, "termoakustik görüntüleme" terimi, radyo frekansı ve mikrodalga aralıklarında elektromanyetik radyasyonun kullanılmasını ifade etmektedir [109]. Fotoakustik etki, üretilen dalgaların algılanabilir herhangi bir frekansa sahip olduğu daha genel bir terimdir, fototermal etki ise lazer cerrahisi ve ablasyonda daha yaygın kullanılan bir terimdir. Tıbbi görüntüleme, hastalıkların tanı ve tedavisi için tıp alanında çok önemlidir. Bu nedenle organların iç yapılarının detaylı bir şekilde incelenmesi, hastalıkların erken teşhis ve tedavisinin sağlanması için etkin görüntüleme sistemlerinin kullanılmasını gerektirmektedir. Son yüzyılda birçok araştırmacı, X-ışını radyografisi, bilgisayarlı tomografi (BT), elastografi, ultrasonografi (USG), manyetik rezonans görüntüleme (MRG), radyonüklid görüntüleme, pozitron emisyon tomografisi (PET) ve tek foton emisyonlu bilgisayarlı tomografi (SPECT) gibi vücuttaki hücrel ve moleküler fonksiyonları görselleştirmek için çalışmıştır. Ancak bu görüntüleme tekniklerine ek olarak başka birçok görüntüleme tekniği de araştırılmaktadır. Son yıllarda araştırılan en iddialı tıbbi görüntüleme tekniklerinden biri de fotoakustik görüntüleme tekniğidir. Fotoakustik görüntüleme çalışmaları şu anda tıp alanında en yenilikçi görüntüleme yöntemi olarak kabul edilmekte ve bu konudaki araştırmalar dünya çapında her geçen yıl artmaktadır. Kısacası, fotoakustik görüntüleme de fotoakustik etki ilkesine dayanmaktadır.

Dokunun dış yüzeyindeki ultrason transdüserleri, fotoakustik basınç dalgalarını algılayarak fotoakustik görüntülemeyi, önemli doku derinliği çözünürlüğüne sahip ultrasona benzer invazif olmayan, iyonlaştırıcı olmayan bir tıbbi görüntüleme yöntemi haline getirmektedir. Fotoakustik görüntüleme kavramı ilk olarak 1990'ların ortalarında sunulmuş ve canlı hayvanları görüntülemek için fotoakustik etkinin kullanımına ilişkin ilk raporlar bundan dokuz yıl sonra ortaya çıkmıştır. Tıbbi teşhiste biyolojik uygulamalarla fotoakustik görüntülemenin birkaç in-vivo gösterimi bulunmaktadır. Klinik fotoakustik görüntülemedeki tıbbi uygulamaların büyümesi, beyin damar sistemi ve işlevinin yanı sıra kanser, kardiyovasküler ve doku mühendisliği yapı iskelelerinin incelenmesiyle desteklenmiştir. Çoğu görüntüleme tekniği, doku içindeki anatomik özellikler arasında kontrast oluşturur; örneğin bir ultrason görüntüsünde yumuşak doku ile tümör arasındaki akustik empedans farkı bir kontrast oluşturur. Bir ultrasonik dönüştürücü tarafından alınan ve işlenen geçici basınç dalgaları oluşturmak için modern fotoakustik görüntüleme sistemlerinde nanosaniye darbeli bir lazer kullanılmaktadır [114]. Fotoakustik görüntüleme, görüntü kontrastını görüntülenen dokunun optik absorpsiyon katsayısından türeten bir

görüntüleme yöntemidir [125]. Çünkü optik absorpsiyon, hemoglobin / melanin / su / iyon konsantrasyonu ve oksijen doygunluğu gibi yaşayan yapılardaki çeşitli fizyolojik parametreleri ortaya çıkarabilir. Darbeli/atımlı lazer ışığının neden olduğu enerji soğurma olaylarının ürettiği fotoakustik sinyaller, görüntüleme için kullanılmaktadır [120]. Diğer fonksiyonel görüntüleme yöntemlerinden daha derin penetrasyon veya daha yüksek çözünürlük ile fotoakustik görüntüleme yöntemi, sağlıklı ve hastalıklı dokuları ayırt edebilmektedir [120]. Fotoakustik görüntüleme sistemleri fotoakustik mikroskopi (PAM) ve çok çeşitli biyolojik uygulamalar için umut vaat eden yapısal, fonksiyonel ve moleküler görüntüleme teknikleri olan Fotoakustik tomografi (PAT) gibi iki ayrı türe ayrılabilir [125]. Bununla birlikte, moleküler fotoakustik (MPA) görüntüleme son zamanlarda büyük ilgi görmektedir [118].

Fotoakustik görüntüleme, biyolojik ve biyolojik olmayan numunelere de uygulanabilmektedir. Fotoakustik spektroskopi ve tomografinin canlı örneklerle uygulanması [123], biyolojik dokuların tam üç boyutlu (3D) termoakustik görüntülenmesi [109], in-vivo tümör ve anjiyogenez görüntüleme [109], kan oksijenasyon haritalaması (kan oksijen doygunluğunun tahmini, dokulardaki oksijenasyon durumunun gösterilmesi) [127], kan damarlarındaki fonksiyonel serebral hemodinamik değişikliklerin haritalanması (kan damarlarının mükemmel görüntülerinin oluşturulması) [109], fonksiyonel nörogörüntüleme (beyin) görüntüleme (invazif olmayan transdermal ve transkraniyal görüntüleme kullanılarak fare beyinlerinin in-vivo yapısı ve işlevi) [134], hemoglobin oksijen saturasyonu (sO_2) ve toplam hemoglobin konsantrasyonunun (HbT) belirlenmesi [109], ve beyin, meme kanseri, sedef hastalığı ve deri lezyonlarının in-vivo sıçan beyinde eş zamanlı transkraniyal görüntülemesinde iki fonksiyonel parametrenin tespit edilmesi [127], dokuya, kan damarlarına ve lenf düğümlerine derinlemesine gömülü tümör hücrelerinin daha yüksek çözünürlüklü olarak görüntülenmesi [109], insanlarda iltihaplanmanın saptanması (enflamasyonun teşhisi ve izlenmesi) [127], cilt melanomunun saptanması (melanomun (cilt kanserinin) cilt yüzeyinde görüntülenmesi ve in-vivo olarak melanom ve kan damarları gibi yakın dokular arasındaki yapısal bağlantının ortaya çıkarılması) [109], ve kan damarlarının invazif olmayan 2 boyutlu, 2D görüntüleri [109] biyolojik örneklerde fotoakustik görüntülemenin bazı uygulamalarıdır. Fotoakustik görüntüleme muhtemelen önümüzdeki yıllarda çok canlı bir araştırma alanı olmaya devam edecek gibi gözükmektedir.

Sıvı numuneler üzerine fotoakustik teknikler de uygulanmıştır. Ashton ve ark. [135] glukoz konsantrasyonu ölçümü için yakın kızılötesi darbeli/atımlı fotoakustik tekniğini kullanmış ve ölçülen fotoakustik sinyalin hem in-vitro hem de in-vivo deneylerde glukoz konsantrasyonu ile orantılı olduğunu ve bulunan değerlerin, standart klinik yöntemle elde edilen sonuçlar ile de orantılı olduğunu göstermiştir. Tabaru ve Saraçoğlu'nun [136] "Darbeli Lazer Diyot Uyarımlı Fotoakustik Yöntem ile Glikoz Tespiti - Glucose Detection with Pulsed Laser Diode Stimulated Photoacoustic Method" başlıklı makalesinde, belirlenen numunelerin glukoz konsantrasyonları ile orantılı sinyal çıkışları Fotoakustik (PA) yöntemi kullanılarak elde edilmiştir. Her numune farklı glikoz konsantrasyonlarına sahip jel örnekleri hazırlamak için lazer darbeleri ile uyarılmıştır. Lazer atımlarının oluşturduğu akustik dalga, piezo film dönüştürücü tarafından algılanmış ve deney sonucunda, alınan akustik tepkilerin genliklerinin numunelerin glikoz konsantrasyonları ile doğrusal olarak değiştiği bulunmuştur.

Genellikle fantom olarak bilinen doku benzeri malzemeler (DBM'ler=ingilizce TMM'ler), tıbbi görüntüleme araştırmalarında, cihaz kalibrasyonunda ve karakterizasyonunda, tıbbi sistemlerin performans testlerinde, yeni transdüserlerin, sistemlerin veya teşhis tekniklerinin geliştirilmesinde, eğitimde, cerrahi planlamada ve gerçek insan dokularının özelliklerini taklit eden klinik simülatörlerde yaygın olarak kullanılmaktadır. DBM'ler tıbbi araştırmalarda prosedürleri, sistemleri ve klinik araçları oluşturmak ve değerlendirmek için idealleştirilmiş doku modelleri olarak kullanılmaktadır. Fantomlar hem görüntüleme hem de terapötik uygulamalarda uzun yıllardır test modeli olarak kullanılmaktadır. Ayrıca biyopolimerler (gellan sakızı, jelatin, agar ve agaroz) ve kimyasal olarak üretilen polimerler (polivinil klorürler, polimerize siloksanlar, polivinil alkol vb.) de DBM'leri ve fantomları üretmek için kullanılmaktadır [137] [138] [139] [140]. Bu çalışmada kullanılan dokuyu taklit eden malzemeler hem sıcaklık hem de fotoakustik deneylerde yumuşak ve kas dokuları için uygun materyaller oldukları için test numunesi olarak seçilmişlerdir.

Bu çalışmada, sürekli dalga lazer sistemi, kıyıcı, kilitlemeli yükselteç ve deneysel bir hücre içinde hassas bir mikrofondan oluşan, bir fotoakustik ölçüm sistemi oluşturarak farklı dokuları taklit eden malzemeler üzerine darbeli/atımlı lazer ışığı düşürerek fotoakustik etkilerin elektrik sinyallerini elde etmeyi amaçladık. Yani doku benzeri malzemeler üzerinde fotoakustik etkiyi kanıtlamak birinci amacımızdı. Daha sonra elde edilen elektrik sinyallerinden spektroskopi yaklaşımı ile optik parametreleri

çıkarmak da bir başka yaklaşımımız olmuştur. Elde edilen elektrik sinyallerinden malzeme analizi/karakterizasyonu, fotoakustik spektroskopi ve fotoakustik görüntüleme için bazı çıkarımlar yapılmıştır. Kubelka-Munk fonksiyon yöntemi yaklaşımını kullanılarak fantomların makroskobik (absorbans, geçirgenlik, yansıma, kırılma indisi ve zayıflama katsayısı gibi) ve mikroskobik optik özelliklerini (absorpsiyon katsayısı, saçılma katsayısı ve azaltılmış saçılma katsayısı gibi) tahmin etmek için fotoakustik ölçümlerin kullanılabileceği gösterilmektedir.

2.14.1. Fotoakustik Etkinin Teorileri

Bir fotoakustik dalgayı başlatmaktan sorumlu olan basıncın ana denkleminin kısa bir açıklaması şu şekildedir: Biyolojik dokuya ışık atımları gönderilir, doku daha sonra ışığı emer ve ısıya dönüştürür, ardından termoelastik genleşme sayesinde bir ilk basınç artışı meydana gelir. İlk basınç, daha sonra bir dönüştürücü tarafından algılanan bir fotoakustik sinyale yol açar. Sonuç olarak, fotoakustik etki basınç dalgası sürecinin denklemi aşağıda formül (2.1)'deki gibidir:

$$\left[\nabla^2 - \frac{1}{c_s^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \right] p(\vec{r}, t) = -\frac{\beta}{C_p} \frac{\partial H(\vec{r}, t)}{\partial t} \quad (2.1)$$

burada c_s ses hızıdır; β termal genleşme katsayısıdır; C_p özgül ısıdır; H , optik radyasyon ışını tarafından biriktirilen birim hacim ve zaman başına enerjidir; ve $p(\vec{r}, t)$, uzay ve zamanın bir fonksiyonu olan akustik dalganın basıncıdır.

H ısıtma fonksiyonunun, μ_a optik absorpsiyon katsayısına sahip bir kromofor soğurucunun sonucu olduğu varsayılır ve bu akıcılık F (birim alan başına enerji) ile bir optik darbe ile ısıtılır. H 'nin uzay ve zamanın ayrılabilir bir fonksiyonu olduğu varsayılmıştır. Böylece ısıtma denklemi $H(\vec{r} \rightarrow t) = \mu_a F A(\vec{r} \rightarrow) I(t)$ olur. Burada $A(\vec{r} \rightarrow)$, yutucunun geometrisini tanımlayan uzayın bir fonksiyonudur. Benzer şekilde, $I(t)$, gelen optik darbenin/atımın zamana bağlılığını tanımlar [141].

Bu denkleme dayanarak, fotoakustik basınç yayılımı, ısıtma fonksiyonunun birinci zaman türevi tarafından yönlendirilmiştir. Bu nedenle, zamanla değişmeyen ısıtma, fotoakustik basınç dalgaları üretmemiştir. Başka bir deyişle, fotoakustik etkinin oluşması için, bir numune üzerine düşen bir ışık darbesinin termal ve stres sınırlama

koşullarını karşılaması gerekir; aksi halde sinyal üretilmeyecektir. Numune ayrıca ölçüm dalga boyunda soğurucu kromoforlar içermelidir [117].

Hem termal hem de gerilim sınırlamaları karşılandığında, termal genleşme, aşağıda formül (2.2)'deki gibi tahmin edilebilen bir basınç artışına (p_0) neden olur:

$$p_0 = \Gamma \cdot \mu_a \cdot F \quad (2.2)$$

burada p_0 ilk basınç artışı, μ_a absorpsiyon katsayısı (cm^{-1}), $\Gamma = \beta v_s^2 / C_p$ dokunun termal ve mekanik özelliklerini temsil eden Grüneisen katsayısı ve F ışınlanan enerjinin akışdır (J/cm^2) [111].

Fotoakustik görüntüleme, dokuya ışınlanan darbeli/atımlı enerjiyi kullanır. Doku tarafından emilen enerji ısıya dönüştürülür ve bunun üzerine hızlı termal genleşme meydana gelir, bu da aşağıda formül (2.3)'de belirtildiği gibi ışınlanmış enerjinin akışı Φ , ışınlanmış ortamın absorpsiyon katsayısı μ_a ve Grüneisen doku katsayısı Γ ile orantılı bir akustik basınç dalgasının yayılmasına neden olur. Bu ilişki, μ_a 'nın ışığın dalga boyuna bağlı olduğu ve akıcılığın ışığın dalga boyuna ve fotonların yayıldığı derinliğe bağlı olduğu Denklem (2.1)'de açıklanmaktadır. Ortaya çıkan akustik geçişler geniş banttır ve bir ultrasonik dönüştürücü kullanılarak tespit edilebilir. Ortaya çıkan görüntünün yeniden oluşturulması hem zamansal hem de uzamsal olarak fotoakustik sinyal kaynağının ters hesaplanmasıyla gerçekleştirilir. Veri toplamada kullanılan tarama parametrelerine bağlı olarak iki boyutlu görüntüler veya 3 boyutlu tomografik görüntüler oluşturulabilir [120].

$$PA(\lambda, z) = \mu_a(\lambda) \cdot \Phi(\lambda, z) \cdot \Gamma \quad (2.3)$$

3. DENEYSEL TEKNİKLER

Bu bölümde tez çalışmasında gerçekleştirilen tüm deneylerde kullanılan malzeme ve yöntemler anlatılmaktadır.

3.1. Doku Benzeri Malzemeler ve Üretimi

Deneylerde temel olarak üç farklı doku benzeri malzeme kullanılmıştır. Bunlar; agar, Zerdine ve kas fantomlarıdır. Tüm fantom deneylerinde fantom hazırlandıktan bir gün sonra deneyler gerçekleştirilmiştir.

3.1.1. Agar Fantomu

Dokuya benzer bir yapı oluşturmak için agar fantomu hazırlanmıştır. Agar fantomu şu şekilde üretilmiştir. Bu fantom 250 ml üzerinden anlatılacaktır.

Fantomu hazırlarken kullandığımız malzemeler ve işlemler şu şekilde olmuştur [142] ;

- i) 250 ml distile edilmiş su içine,
- ii) 0,4 M $ZnCl_2$ (Çinko Klorür),
- iii) ağırlıkça %2 agar malzemesi eklenerek,
- iv) sıcaklık kontrollü manyetik karıştırıcıda ısıtma işlemi yapılır.

250 ml'lik agar fantomu hazırlamak istediğimizde 13,615 g (g =gram demektir) $ZnCl_2$ ve 5 g Agar kullanmamız gerekmektedir.

Burada hemen molar ve mol kavramlarından da bahsetmemiz gerekirse;

Molar $\rightarrow$ mol sayısı / hacim, yani $M = \frac{n}{V}$, n = mol sayısı (mol) ve V de litre (L) olarak hacimdir.

Mol $\rightarrow$ kütle / molar kütle, yani $n = \frac{m}{m_A}$, n = mol sayısı (mol), m =kütle (g) ve m_A = molar kütledir.

Bu iki denklem birleştirilirse, kütle şu şekilde yazılabilir.

$$m = m_A \cdot M \cdot V \quad (3.1)$$

Bu formül vasıtasıyla 0,4 M Çinko Klorürün (ZnCl_2) 250 ml çözelti içine 13,615 g olarak konulması gerekmektedir.

Yine ağırlıkça %2 agar demek 250 ml saf su çözeltisi içinde 5 g ($250 \times 0,02 = 5$ g) agar'ın konulması anlamına gelmektedir.

250 ml saf su içine hassas terazide 13,615 g Çinko Klorür (ZnCl_2) ve 5 g agar tartılarak konulmuş ve manyetik karıştırıcıda bu çözelti (80-90) °C'ye kadar ısıtılarak karıştırılmıştır. Agar manyetik karıştırıcı içinde yüksek sıcaklıkta karıştırılarak istenilen kıvama gelmektedir. Daha sonra manyetik karıştırıcının ısısı kesilmiş ve karıştırma işlemi devam ederken fantomun 40 °C'ye kadar soğuması beklenmiştir. Fantom ısısı 40 °C'ye geldiğinde fantom, önceden hazırlanan fantom kalıbına dökülmüştür. Agar fantomu önce mat beyaz daha sonra ise soğuduğunda aşağıda Şekil 3.1'de görüldüğü gibi şeffafa yakın bir renge bürünmektedir.



Şekil 3.1: Agar Fantomu.

Fantomlar veya doku taklit eden malzemeler, biyomedikal araştırmalarda dokuları taklit etme yetenekleri nedeniyle genellikle test nesneleri olarak çok sık kullanılmaktadır. Bunlardan biri de agar bazlı IEC (International Electromechanical Commission-Uluslararası Elektromekanik Komisyonu) fantomudur. Bu tez çalışmasında agar bazlı IEC fantomu da kullanılmıştır. Fantomu oluşturan kimyasal bileşenler şu şekildedir. Gliserol, Silisyum Karbür (SiC -600mesh), Alüminyum Oksit ($0,3\mu\text{m Al}_2\text{O}_3$), Alüminyum Oksit ($3\mu\text{m Al}_2\text{O}_3$), Agar ve Benzalkonyum klorür Sigma-Aldrich'ten satın alınmıştır. Tüm çözeltiler distile ve deiyonize su ile hazırlanmıştır. Fantom, % ağırlıklı olarak aşağıdaki bileşenlerden oluşturulmuştur: su (%82,95), gliserol (%11,21), agar (%3,02), $3\mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ (%0,94), $0,3\mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ (%0,88), Silisyum

Karbür (600 mesh) (%0,53) ve Benzalkonyum klorür (%0,47) [143]. Hazırlanan fantomun kalınlığı ise 6,5 mm olarak yapılmıştır.

Yine IPL deneylerinde farklı cilt tonlarını temsil etmesi amacıyla agar fantomuna çeşitli oranlarda (ağırlıkça % 0,1, %0,5 ve %1) granül kahveler (Nescafe Gold) eklenerek kahve fantomları elde edilmiştir.

3.1.2. Zerdine Fantomu

Zerdine fantomu aşağıda belirtildiği şekilde üretilmiştir.

Zerdine fantomu; önceden belirlenen bir kap içerisinde, Zerhouni ve Rachedine'nin [144] US005196343A numaralı ve "Ultrasonic calibration material and method-Ultrasonik kalibrasyon malzemesi ve yöntemi" başlıklı Birleşik Devletler patent dokümanında belirttikleri formül kullanılarak üretilmiştir.

Zerdine fantomunun yapım aşamaları aşağıda tarif edildiği gibidir.

- i) Öncelikle başlangıç miktarı olarak 1000 gramlık damıtılmış saf su temin edilir.
- ii) Sonra bu suyun 50 gramı A, B ve C şırıngaları içine sırasıyla 20 g, 10 g ve 20 g olacak şekilde doldurulur.
- iii) A şırıngasına 2,4 g N,N,N',N'-Tetra-Methyl-Ethylene-Diamine (Molekül formülü: $C_6H_{16}N_2$) (TEMED) ilave edilir.
- iv) B şırıngasına 1 g Sodyum Hidroksit (Moleküler formülü: NaOH) (Kostik) katılır.
- v) C şırıngasına 0,6 g Amonyum Persülfat (Moleküler formülü: $(NH_4)_2S_2O_8$) eklenir.
- vi) Geriye kalan 950 g saf su fantom hazırlama kabı içerisine boşaltılır.
- vii) Arkasından fantom hazırlama kabına 3 g akrilik asit polimeri (Moleküler formülü: $C_3H_4O_2$), 1,5 g Metil-P-Hidroksibenzoat (Moleküler formülü: $C_6H_4(OH)CO_2CH_3$), 80 g Akrilamit (Moleküler formülü: C_3H_5NO), 1,6 g N,N'-Metilen-Bis-Akrilamit (Moleküler formülü: $(CH_2CHCONH)_2CH_2$) ve 60 g Etilen Glikol (Moleküler formülü: $C_2H_6O_2$) ilave edilir.
- viii) Karışım mekanik olarak karıştırılır ve her biri 109,6 g olacak şekilde 10 eşit farklı kaba alınır.

- ix) Eğer sadece 100 ml'lik bir karışım hazırlanmak istenirse 109,6 gramlık karışım malzemeleri şu şekilde olacaktır. 95 g damıtılmış saf su; 0,3 g akrilik asit polimeri; 0,15 g Metil-P-Hidroksibenzoat; 8 g Akrilamit; 0,16 g N,N'-Metilen-Bis-Akrilamit ve 6 g Etilen Glikol.
- x) 109,6 gramlık çözeltiye A şırıngasından 2 CC'lik (2 ml) bir ekleme yapılır.
- xi) Ardından B şırıngasından 1 CC'lik (1 ml) bir ekleme yapılır.
- xii) Gazdan arındırmak için çözelti vakumlanır.
- xiii) Son olarak C şırıngasından 2 CC'lik (2 ml) bir ekleme yapılır.
- xiv) Hazırlanan son çözelti kalıplanması için fantom kabına boşaltılır
- xv) Zerdine fantomu kap içinde polimerleşerek katılaşıp ve kullanıma hazır hale gelmiş olur.

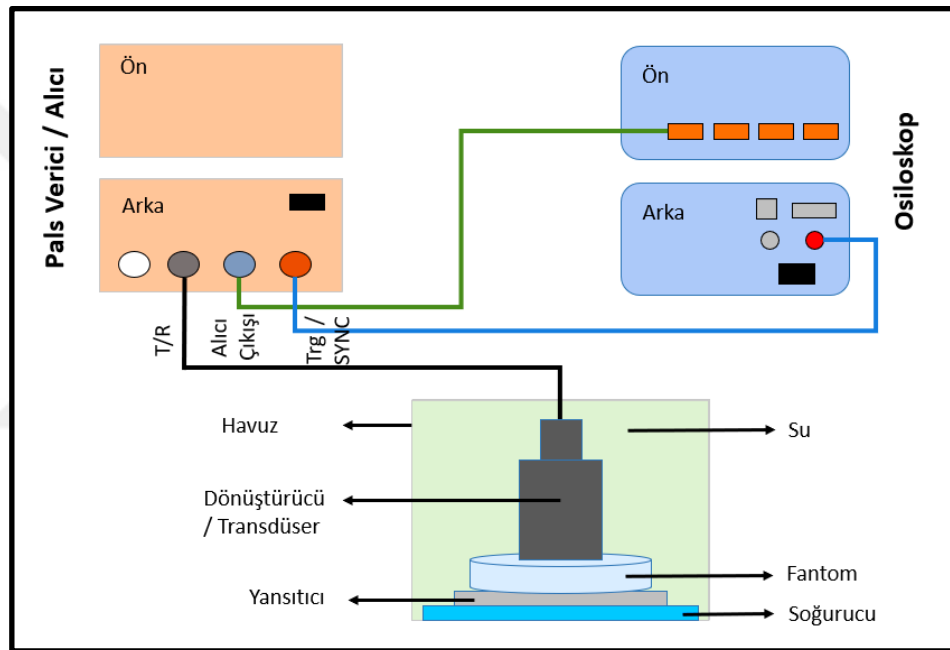
3.1.3. Kas Fantomu

Gutierrez ve ark. [145] tarafından tarif edilene benzer bir kas fantomu kullanılmıştır. Fantom şu şekilde hazırlanmıştır. Bir kapta 125 mL damıtılmış suya 2.3 g agar ve 10.74 g alüminyum oksit eklenmiştir. Manyetik karıştırıcı yavaş yavaş dakikada 400 devire çıkarılmış ve balık yardımı ile karıştırılmıştır. Çözeltinin sıcaklığı 80 ° C'ye yükselene kadar ısıtılmıştır. 80 ° C'ye ulaşıldığında, ısı kesilmiş ve çözeltinin 60 ° C'ye düşmesi beklenmiştir. 60 ° C'de, bir şırınga yardımı ile çözeltiye 10 mL gliserin eklenmiştir. Bu arada, çözelti balıkla karıştırılmaya devam edilmiştir. Çözeltinin sıcaklığı 40 ° C'ye ulaştığında, çözelti fantom kalıba dökülmüş ve donmaya bırakılmıştır.

3.2. Doku Benzeri Malzemelerin Akustik Karakterizasyonu

Kas, agar ve Zerdine isimli doku benzeri malzemelerin art arda 4 gün boyunca akustik atenüasyonları (zayıflamaları), yoğunlukları ile ses hızları ölçülmüş ve akustik empedansları hesaplanarak akustik karakterizasyonları yapılmıştır.

Ses hızı ölçümleri için darbe-yankı yöntemi uygulanmıştır [53]. Ses hızı ölçümleri için kullanılan deney düzeneği aşağıda Şekil 3.2’de gösterilmiştir.



Şekil 3.2: Darbe-yankı yöntemi kullanılarak ultrasonik ses hızının belirlenmesinde kullanılan deney düzeneği.

Ölçüm düzeneği; bir dijital osiloskop (Keysight InfiniiVision Digital Storage Oscilloscope (100 MHz, 5 GSa/s)), bir darbe alıcısı (JSR Ultrasonics DPR 300 Pulser Receiver), ultrasonik daldırma probu (1 MHz çalışma frekanslı NDT Systems Immersion Ultrasonic Transducer) ve bir bilgisayardan oluşmuştur.

Darbe-yankı yönteminde ultrasonik prob (transdüser) hem alıcı hem de verici olarak kullanılmıştır. Prob, havuz suyu içerisinde fantom üzerine temas ettirilmiş ve darbe alıcısı cihazından gönderilip alınan sinyaller osiloskop ekranında

görselleştirilmiştir. Osiloskop ekranında, Şekil 3.3'te belirtildiği gibi gözlemlenen sinyal pikleri arasındaki periyot değerleri kayıt altına alınmış ve ses hızı aşağıda verilen formüller (3.2, 3.3 ve 3.4) yardımıyla hesaplanmıştır. Burada önemli olan kısım, çalışılan numunenin kalınlığının düzgün bir şekilde belirlenmiş olmasıdır.

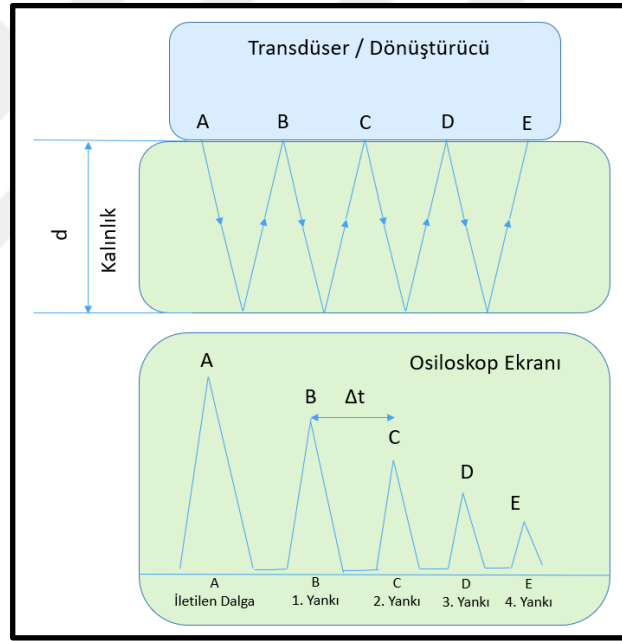
$$x = c \cdot \Delta t \quad (3.2)$$

Burada;

x = sesin kat ettiği mesafe (m)

c = ses hızı (m/s)

Δt = osiloskoptan ölçülen zaman farkı (s)



Şekil 3.3: Darbe-yankı yöntemi ile ses hızının belirlenmesinde gözlemlenen yankı desenleri.

Darbe-yankı yönteminde gönderilen darbe ile ilk yankının algılandığı süre zarfında dalga numuneyi iki defa katetmiş olduğundan, $x = 2d$ olarak alınmaktadır. Bu nedenle formül aşağıdaki şekilde kullanılır.

$$2d = c \cdot \Delta t \quad (3.3)$$

ve ses hızı aşağıdaki gibi yazılabilir:

$$c = \frac{2d}{\Delta t} \quad (3.4)$$

Zayıflama katsayısı yine darbe-yankı tekniği ile belirlenmiştir. Tekrar dönüştürücüye ulaşan sinyalin genliği eksponansiyel bir şekilde azalma gösterir ve zayıflama katsayısı aşağıdaki denklem (3.5) yardımıyla hesaplanmıştır.

$$A = A_0 e^{-\mu x} \quad (3.5)$$

burada μ zayıflama katsayısı ($\text{dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$) ve x de katedilen mesafedir (2d).

Zayıflama katsayısı her doku için farklı değerlerdedir. Bu parametre ultrasonik dalganın dokuya girdikten sonra soğrulma, saçılma ve mod dönüştürme gibi faktörler nedeniyle dalgada meydana gelen genlik düşmesini ifade etmektedir.

Yoğunluk ya da özkütle maddenin birim hacminin kütlesidir ve aşağıda verilen Denklem (3.6) yardımıyla belirlenmiştir.

$$\rho = \frac{m}{V} \quad (3.6)$$

burada m (kg) kütleyi ve V (m^3) ise hacmi belirtmektedir. Fantom numunelerinin ayrı ayrı hacimleri ve kütleleri belirlendikten sonra Denklem (3.6) kullanılarak yoğunluk / özkütle değerleri hesaplanmıştır.

Akustik empedans Z ile gösterilir ve Denklem (3.7) ile hesaplanır.

$$Z = \rho \cdot c \quad (3.7)$$

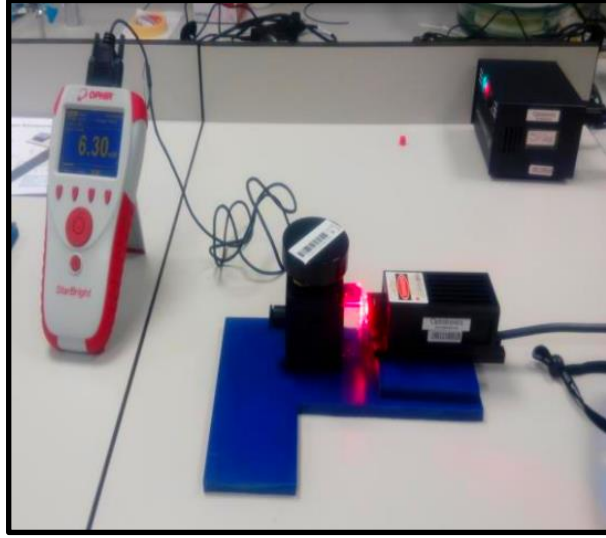
burada ρ (kg/m^3) yoğunluğu, c (m/s) ses hızını belirtmek üzere, Z ($\text{kg}/(\text{m}^2 \cdot \text{s})$) akustik empedansı göstermektedir. Akustik empedans için kullanılan bir diğer birim de ($\text{kg}/(\text{m}^2 \cdot \text{s})$)'nin karşılığı olarak kullanılan “Rayl” birimidir.

3.3. Spektroskopi Yaklaşımıyla Yapılan Optik Özelliklerin Ölçümü

Bu çalışmada ölçüm sistemindeki farklı ışık kaynakları (lazer ve geniş bant ışık kaynağı) ve farklı sensörler (termal sensörlü optik güç ölçer ile spektrometre) kullanılarak spektroskopi yaklaşımı ile temel optik parametreler belirlenmiştir.

3.3.1. Tek Toplayıcı Küre ile Yapılan Spektroskopik Ölçümler

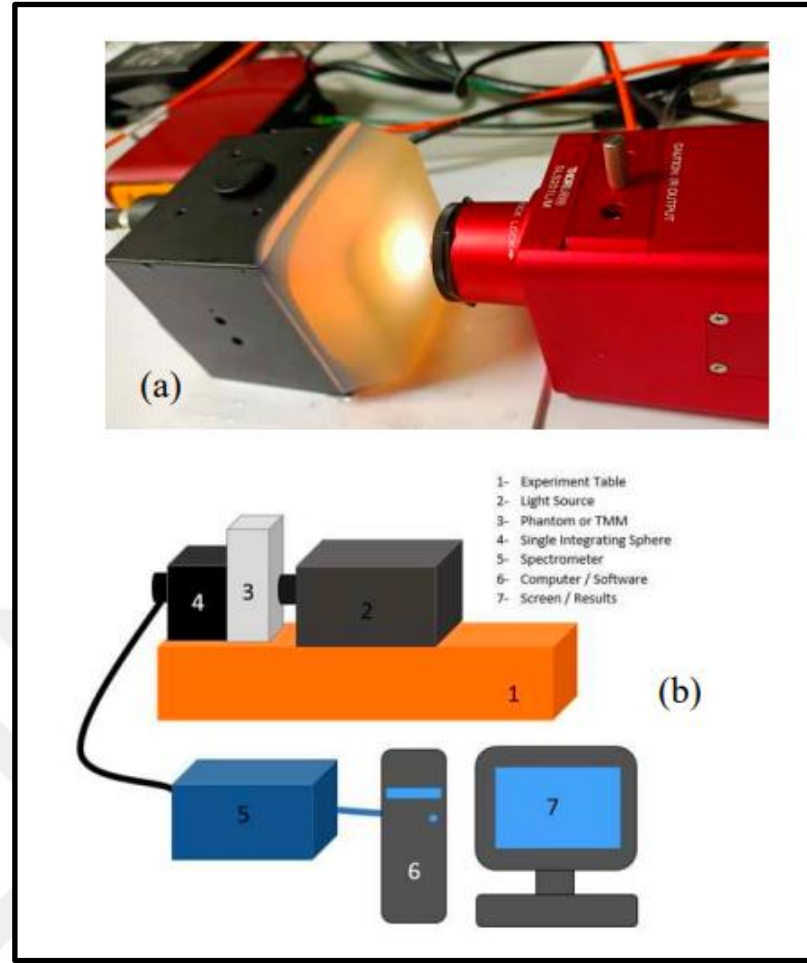
Tek toplayıcı küre ile yapılan spektroskopik ölçümler iki farklı yöntemle yapılmıştır. Birinci yöntemde; tek toplayıcı küre (2” Thorlabs IS200 model), termal sensör (Ophir marka 3A tipi) ve lazer kaynağı (635 nm düşük güçlü Optotronics marka VA-I-400-635 model) kullanılarak fantomun varlığı ve fantomun yokluğundaki optik güçler optik güç ölçer (Ophir marka StarBright model) yardımıyla ölçülmüş ve absorbans, geçirgenlik, yansıma, kırılma indisi ve doğrusal zayıflama katsayısı gibi temel makroskobik optik parametreler 3.4’te belirtilen temel formüller yardımı ile tespit edilmiştir. Lazer kaynağı ve tek toplayıcı küre kullanılarak yapılan optik güç ölçümü kurulumu Şekil 3.4’te görülebilir.



Şekil 3.4: Lazer kaynağı ve tek toplayıcı küre kullanılarak yapılan optik güç ölçümü.

İkinci yöntemde ise tek toplayıcı küre (2" Thorlabs IS200 model) ile kompakt bir spektrometre (Thorlabs, CCS200/M) ve 200 nm ila 1000 nm dalga boyu aralığına sahip geniş bant stabilize fiber-bağlı (fiber-coupled) beyaz ışık kaynağı (Thorlabs, SLS201L/M) kullanılarak temel makroskobik optik parametreler yine 3.4'te belirtilen temel formüller yardımı ile belirlenmiştir.

Geniş bant stabilize fiber-bağlı beyaz ışık kaynağı, spektrometre ve tek toplayıcı küre kullanılarak yapılan ölçüm kurulumu Şekil 3.5'te görülebilir.

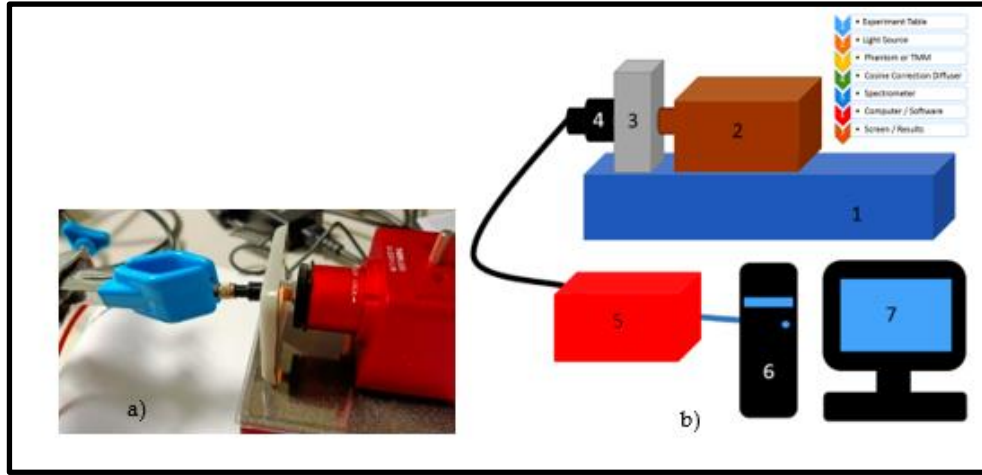


Şekil 3.5: a) Fantomun makroskobik optik parametre ölçümünü gösteren bir resim;
b) Deney kurulumu. 1-deneysel masa, 2-ışık kaynağı, 3-örnek (fantom veya DBM=TMM), 4-tek toplayıcı küre, 5-kompakt spektrometre, 6-bilgisayar ve 7-bilgisayar monitörü.

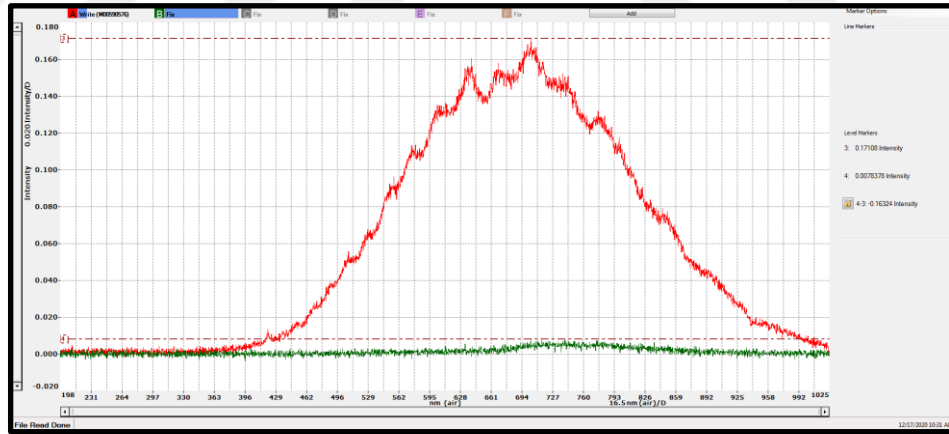
3.3.2. Kosinüs Düzeltme Giriş Difüzörü ile Spektroskopik Ölçümler (IEC Fantomu)

Kosinüs düzeltme giriş difüzörü ile yapılan spektroskopik ölçümlerde agar-bazlı IEC fantomu kullanılmıştır. Kosinüs düzeltme giriş difüzörü kullanılarak yapılan spektroskopik deneyde faydalanan optik ekipman bilgileri ise şu şekildedir; kompakt bir spektrometre (Thorlabs, CCS200/M), 200 nm ila 1000 nm dalga boyu aralığında çalışan geniş bant stabilize fiber bağlantılı beyaz ışık kaynağı (Thorlabs, SLS201L/M) ve SMA bağlantılı fiber kosinüs düzeltme giriş difüzörü (StellarNet Inc. CR2). Deney

düzeneği Şekil 3.6'daki gibi hazırlanmış ve tüm optik ölçümler ve hesaplamalar Şekil 3.7'deki gibi Thorlabs OSA yazılımı ve Excel kullanılarak yapılmıştır.



Şekil 3.6: a) Fantomun optik parametrelerinin ölçümünü gösteren bir fotoğraf; b) Deney kurulumu; 1-deney masası, 2-ışık kaynağı, 3-numune (fantom veya DBM=TMM), 4-kosinüs düzeltme difüzörü, 5-kompakt spektrometre, 6-bilgisayar ve 7-bilgisayar monitörü.



Şekil 3.7: Optik Değerlendirme Yazılımının Ekran Görüntüsü.

3.4. Doku Benzeri Malzemelerin Optik Karakterizasyonu

Malzemelerin absorbans, geçirgenlik, yansırma, kırılma indisi ve optik doğruşal zayıflama katsayısı için makroskobik optik parametreleri, I ve I₀ ölçümünden sonra aşığıdaki formüller kullanılarak hesaplanmıştır [146] [147] [148].

$$R+T+A =1 \text{ veya } \%R+\%T+\%A = \%100 \quad (2.12)$$

$$\text{Absorbans, A; } A=-\log(I/I_0)=-\log(T)=2-\log(\%T) \quad (2.13)$$

$$\text{Geçirgenlik, T; } T = I/I_0 \quad (2.14)$$

$$\text{Yansırma, R; } R=1-(A+T) \quad (2.15)$$

$$\text{Yine Yansırma, } R = \frac{(n-1)^2}{(n+1)^2} \quad (2.16)$$

burada n kırılma indisi.

$$I = I_0 e^{-\mu x}, \mu = -\frac{\ln \frac{I}{I_0}}{x} \quad (2.17)$$

burada μ doğruşal toplam zayıflama katsayısıdır.

Absorpsiyon katsayısı, saçılma katsayısı, azaltılmış saçılma katsayısı ve toplam zayıflama katsayısı hesaplamalarında kullanılan ilgili mikroskobik formüller aşığıdaki gibidir:

Kubelka-Munk Fonksiyonu aşığıdaki formül [149] ile verilmektedir.

$$F(R) = \frac{(1-R)^2}{2R} = \frac{k}{s} \quad (2.18)$$

burada R = Yansırma, k= Absorpsiyon/Soğurma katsayısı ve s=Saçılma katsayısıdır.

Toplam zayıflama katsayısı ise aşağıdaki formül [150] ile açıklanmıştır.

$$\mu = \mu_t = \mu_a + \mu_s \quad (2.19)$$

burada μ_a is Absorpsiyon/Soğurma katsayısı ve μ_s de Saçılma katsayısıdır. Yani, $k=\mu_a$ ve $s=\mu_s$ olarak (2.18) ve (2.19) nolu denklemler kullanılarak eşleştirilebilir.

İndirgenmiş saçılma katsayısı (μ'_s) ise aşağıda verilen denklem [151] ile tanımlanmıştır.

$$\mu'_s = (1 - g)\mu_s \quad (2.20)$$

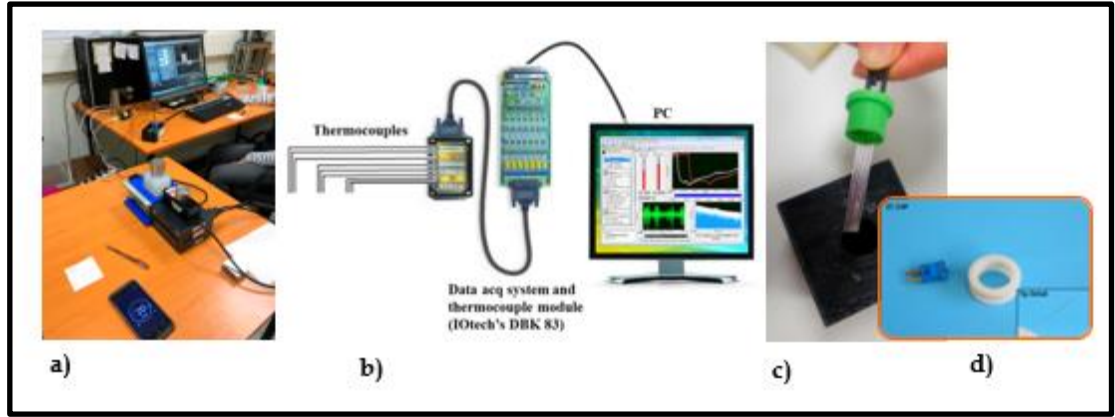
burada, “g” anizotropi faktörüdür. Fantomun “g” değeri, hesaplamalarda UV ve yakın kızılötesi spektrumlarda insan dokusunun anizotropi faktörü değeri olan 0,98 değerine sabitlenmiştir.

Agar, kas ve Zerdine fantomlarının makroskobik ve mikroskopik optik parametreleri yukarıda verilen formülasyonlar kullanılarak ölçülmüş ve hesaplanmıştır.

3.5. Sıcaklık Ölçüm Sistemleri ve Kullanılan Isıl çiftler

Sıcaklık ölçümlerinde temel olarak iki farklı ısı çift ve iki farklı sıcaklık ölçüm sistemi kullanılmıştır. Kullanılan ilk sıcaklık ölçüm sistemi DBK83 sıcaklık ölçüm sistemidir ve bu sistemde kullanılan ısı çift T tipi (Cu-Const, bakır-konstantan) ultra ince ısı çiftidir. DBK83 sıcaklık ölçüm sistemi için fantomda çok kanallı sıcaklık ölçümleri için PC tabanlı olarak geliştirilmiş bir Veri Toplama ve İzleme Arayüzü kullanılmıştır. Ölçüm sisteminin donanım bileşenleri arasında bir PCI veri toplama kartı (IOtech'in Daqboard 2000), ısı çift sinyalleri için bir sinyal koşullandırma modülü (IOtech'in DBK83'ü) ve bir PC bulunmaktadır. Bu T tipi ısı çift, Physitemp Ultra Fine IT Serisi Esnek Mikro Prob IT-24P'dir. Sıcaklık belirsizliği 0,78 °C olarak hesaplanmıştır. Maksimum dış çapı 0,23 mm'dir ve yalıtımlı ucun kesiti 0,13 mm x 0,07 mm'dir. Bu ultra ince ısı çift çok kırılmandır ancak çok hızlı tepki süresi (4 ms)

vardır. Bu sistemin bir resmi Şekil 3.8 (a) ve Şekil 3.8 (b)'de görülebilir. Deneyde kullanılan T tipi ısıl çiftlerin resimleri de Şekil 3.8 (c) ve Şekil 3.8 (d)'de gösterilmiştir.

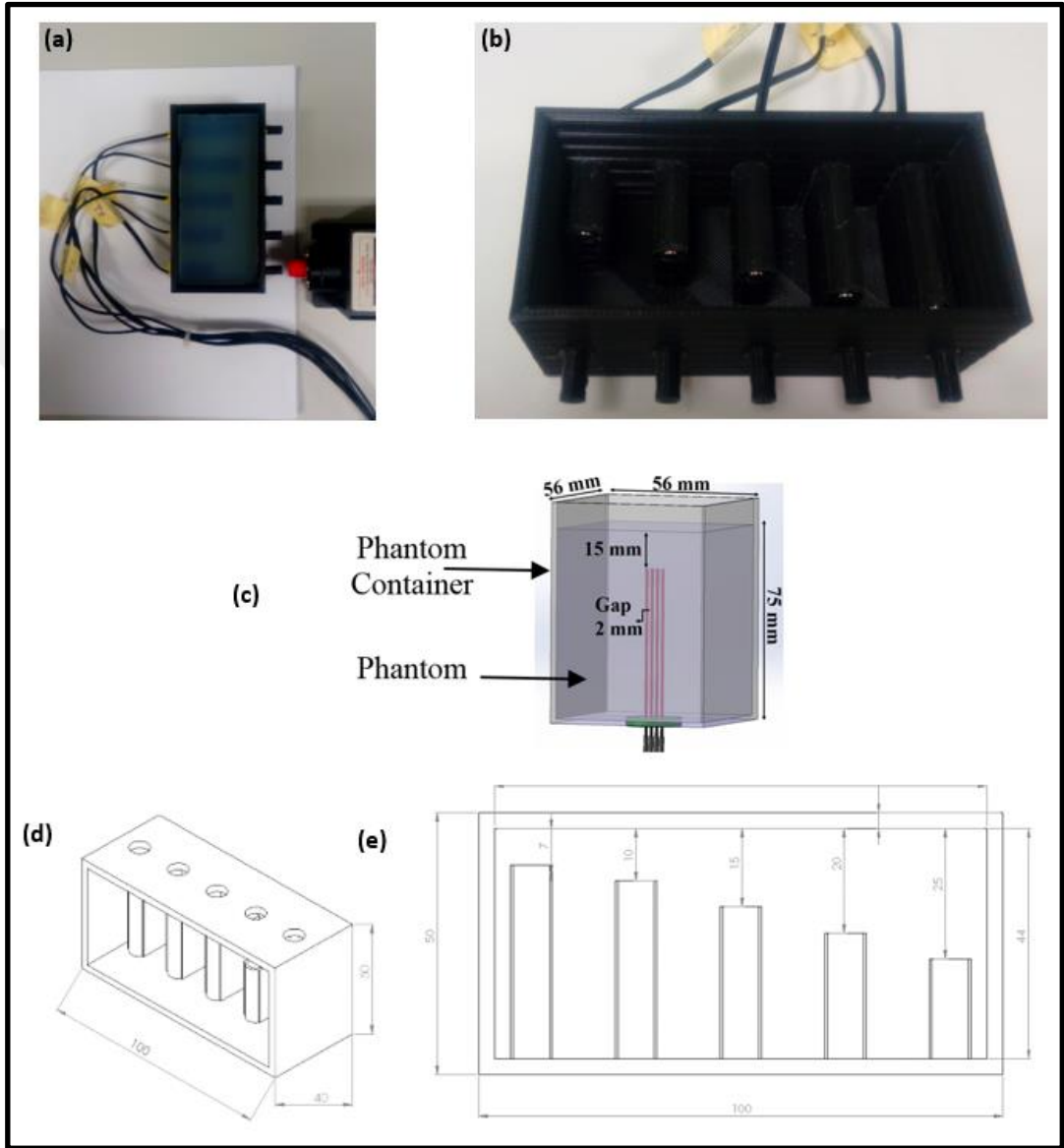


Şekil 3.8: (a, b) DBK83 sıcaklık ölçüm sisteminin resmi ve (c, d) Bu sistemde kullanılan T-Tipi ısıl çiftler.

LED deneylerindeki doku fantomu içinde ise ısıl çift olarak dört adet T tipi Metronik ticari ısıl çift kullanılmıştır. Metronik marka T tipi ısıl çiftin sıcaklık belirsizliği $0,82\text{ }^{\circ}\text{C}$ olarak hesaplanmıştır. ısıl çift, silikon yalıtımlı, Teflon / FEP ile kaplanmış Cu-CuNi kalaydan imal edilmiştir. ısıl çiftin maksimum çapı 2,7 mm'dir.

Kullanılan ikinci sıcaklık ölçüm sistemi UME Medikal Metroloji Laboratuvarı tarafından geliştirilen UME MEDMET sıcaklık ölçüm sistemi olup, bu sistemde kullanılan ısıl çiftler NTC tipi termistörlü sıcaklık sensörleridir. NTC tipi sıcaklık sensörlerinin sıcaklık belirsizliği $0,94\text{ }^{\circ}\text{C}$ olarak hesaplanmıştır. UME MEDMET sıcaklık ölçüm sistemi beş adet bağlanabilir $10\text{ k}\Omega$ NTC tipi termistörlü sıcaklık sensörüne sahiptir. Sıcaklık sensörlerinin hassasiyeti $\%0,5$ 'tir. Bu sistemin fantom ile bir resmi Şekil 3.9 (a)'da görülmekte olup, Şekil 3.9 (b)'de fantom kabındaki NTC tipi termistör sıcaklık sensörlerinin konumları gösterilmektedir. DBK83 sistemi kullanılarak yapılan sıcaklık ölçümleri için fantom yüzeyinin 15 mm derinine Physitemp T tipi ultra ince ısıl çiftler yerleştirilmiştir. ısıl çiftler arasındaki mesafe 2 mm olacak şekilde tasarlanmıştır. Fantom içerisinde çok kanallı sıcaklık ölçümleri için PC tabanlı Veri Toplama ve İzleme Arayüz sistemi kullanılarak veriler alınmıştır. Sıcaklık ölçümünde kullanılan fantom içerisine ısıl çiftlerin yerleşimi Şekil 3.9 (c)'den görülmektedir. Şekil 3.9 (d)'de görüldüğü gibi 50 mm genişlik, 100 mm uzunluk, 40 mm yükseklik ve sensörler arası 20 mm boşluk olmak üzere 5 adet ölçüm noktasına

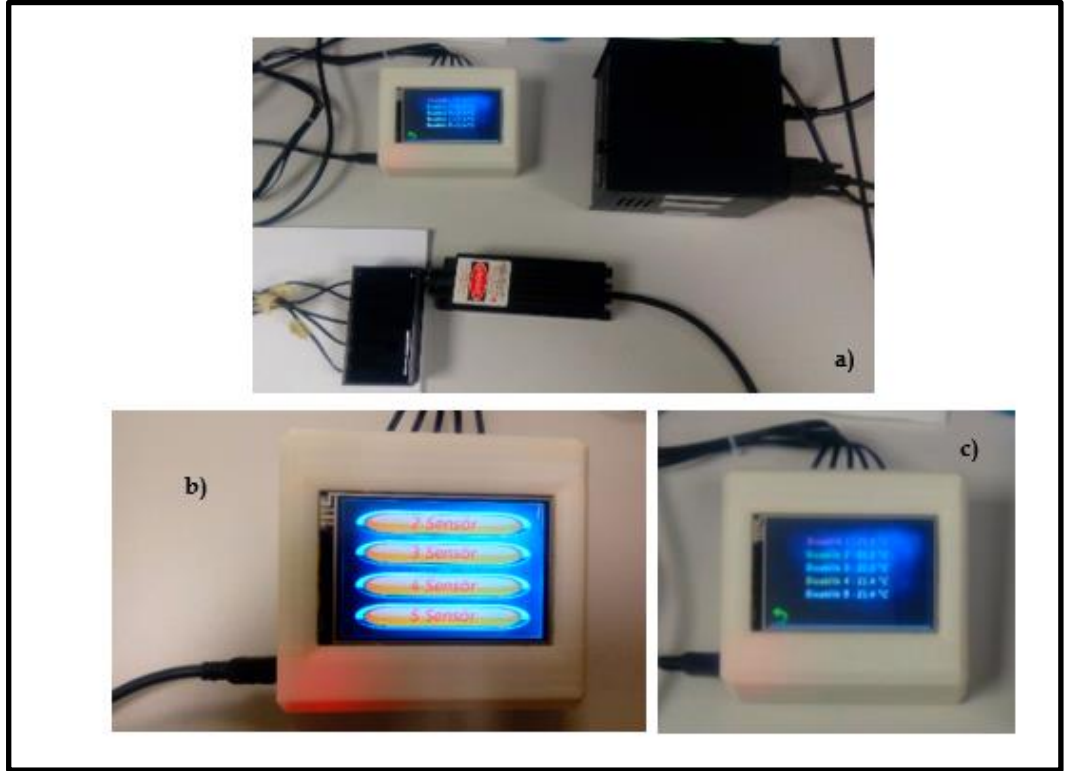
sahip özel bir fantom kabı tasarlanmış ve kap 3D yazıcıda bastırılmıştır. Burada ısı çift olarak NTC tipi termistör sıcaklık sensörü kullanılmıştır. Şekil 3.9 (e)'de gösterildiği gibi, sıcaklık sensörü ile lazerin uygulandığı nokta arasındaki mesafe sırasıyla 10 mm, 13 mm, 18 mm, 23 mm ve 28 mm'dir.



Şekil 3.9: (a) UME MEDMET sıcaklık ölçüm sisteminin resmini, (b) Bu sistemde kullanılan NTC-Tipi termistör sıcaklık sensörleri ve fantom kabı içindeki ısı çiftlerin yerleşimini, (c) birinci sıcaklık ölçüm deneyindeki fantom içindeki T-tipi ısı çiftlerin yerleşimini (d) fantom kabının çapraz görünüş çizimini ve (e) ikinci sıcaklık ölçüm deneyinde fantom kabının üstten görünüş çizimini göstermektedir.

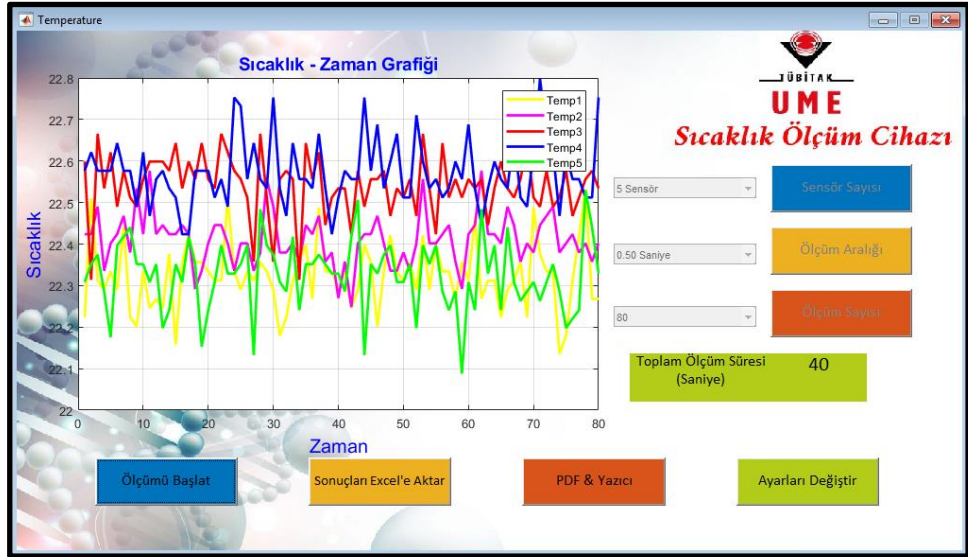
İkinci deneyde farklı ışık giriş noktalarından lazer uygulanarak ölçümler yapılmıştır. İkinci deneyde kullanılan sıcaklık ölçüm cihazı (UME MEDMET) UME Medikal Metroloji Laboratuvarı'nda üretilmiştir. Cihazın dış kutusunun çizimi Solidworks programında yapılmış ve UME Medikal Metroloji Laboratuvarı'nda bulunan Zaxe X1+ 3D yazıcısından çıktısı alınmıştır. Cihaza beş adet 10 k Ω NTC tipi termistörlü sıcaklık sensörü bağlanabilmektedir. UME MEDMET cihazı, gücünü doğrudan bağlı olduğu bilgisayardan USB bağlantısı ile almaktadır. Cihaz üzerinde TFT dokunmatik ekran bulunmakta olup, bu ekrandan komutlar girilebilmekte ve veriler okunabilmektedir. Cihazın yazılımı da MATLAB programı kullanılarak yine UME Medikal Metroloji Laboratuvarı'nda geliştirilmiş olup, veriler MS Excel dosyası olarak dış ortama aktarılabilir.

UME MEDMET deney düzeneği ve sıcaklık ölçüm cihazı Şekil 3.10'da (a, b ve c) görülmektedir.



Şekil 3.10: UME MEDMET deney düzeneği ve sıcaklık ölçüm cihazı.

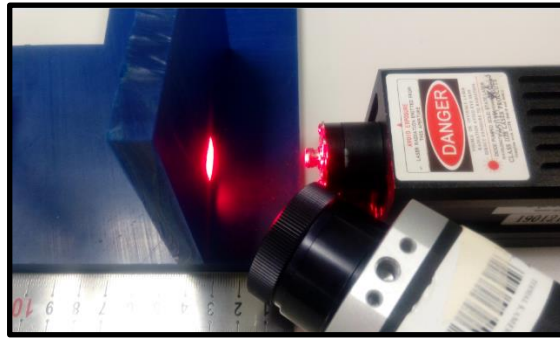
UME MEDMET sıcaklık ölçüm cihazının yazılım arayüzü ekranı ise Şekil 3.11'de görülmektedir.



Şekil 3.11: UME MEDMET sıcaklık ölçüm cihazının yazılım arayüzü ekranı.

3.6. Kızıl Ötesi Termal Kamera Ölçümü

Yüzey sıcaklığı ölçümleri için Şekil 3.12'de gösterilen Optris PI 450i kızıl ötesi termal kamera ve PC yazılımı kullanılmıştır. Ürün kataloğunda kızıl ötesi kamera için beyan edilen belirsizlik bütçesi $\pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'dir [152].



Şekil 3.12: Optris PI kızıl ötesi termal kamera ile yüzey sıcaklığı ölçümü.

3.7. Termal Sensör ile Optik Güç Ölçümü

Optik güç ölçümleri için Ophir marka StarBright model optik güç ölçer ve Ophir marka 3A tipi ısıl/termal sensör kullanılmıştır. Deneylere başlamadan önce, maksimum güç kurulumu (400 mW) için farklı mesafelere göre lazer güç yoğunluğu karakterizasyonu yapılmıştır.

3.8. 635 nm Dalga Boylu Düşük Güçlü Lazer

Ölçümler için optik kaynak olarak 635 nm dalga boyuna sahip, düşük güçlü Optotronics marka VA-I-400-635 model kırmızı renkli katı hal diyot lazer kullanılmıştır. Lazerin optik özellikleri şu şekildedir; dalga boyu: 635 nm; çıkış gücü: (100-400) mW; çalışma modu: sürekli dalga (darbesiz); ışın modu enine (transverse): boylam (longitude); ışın modu TEM₀₀: çoklu boylam (multi-longitude); spektral çizgi genişliği: <0,1 nm; polarizasyon: hat polarizasyonu; polarizasyon oranı: >50:1; ışın kalitesi (M2 faktörü): <20; uzak alan sapması (divergence) (1/e²): kare 6,0 x 6,0 mrad; açıklıkta (aperture) ışın çapı: 3,0 x 4,0 mm; ışın yuvarlaklığı (roundness): uygulanabilir değil (N/A); güç kararlılığı (RMS): 8 saatin üzerinde <%5 (ortam +/-2 °C); açıklık (aperture) konumu: 25 mm; harici modülasyon: 5V TTL / 5V analog; modülasyon frekansı: 30 kHz TTL / 10 kHz analog; soğutma sistemi: TEC; ısınma süresi: <15 dakika; güç gereksinimi: 110-120 V 60 Hz (10 A) / 220 - 240 V 50 Hz (10 A); beklenen ömür: >10000 saat; yasal sertifika: (21 CFR 1040.10-1040.11) Sınıf IIIB [153] ile uyumludur. Lazer ışık kaynaklarının kullanımında sağlık riski vardır. Kullandığımız lazer görünür bölgede (kırmızı renkte 635 nm) bir lazerdir. Sınıfı, Class 3B lazer olarak sınıflandırılır ve göze maruz kalma açısından tehlikelidir. Cildi ve malzemeleri ısıtabilir ancak yanma/yakma tehlikesi olarak kabul edilmez. Görünür bölgedeki lazerler için Class 3B lazerlerin çıkış gücü 5 ile 499 milivat arasındadır. Sınıf 3B görünür ışınlı lazerler, orta güçlü lazerlerdir. Kullandığımız lazer en fazla 400 mW güce sahiptir. Sınıf 3B lazer göz yaralanmasına neden olabilir. Lazer ne kadar güçlü olursa, yaralanma olasılığı o kadar artar. 3B sınıfı lazerler için, lazer güç seviyesine göre lazer koruyucu gözlük kullanılması önerilmektedir. Bu nedenle, deneyler sırasında uygun bir lazer koruyucu google (Kentek marka lazer koruyucu googles OD6+) kullanılmıştır.

3.9. Yoğun Atımlı Işık (IPL) Kaynağı

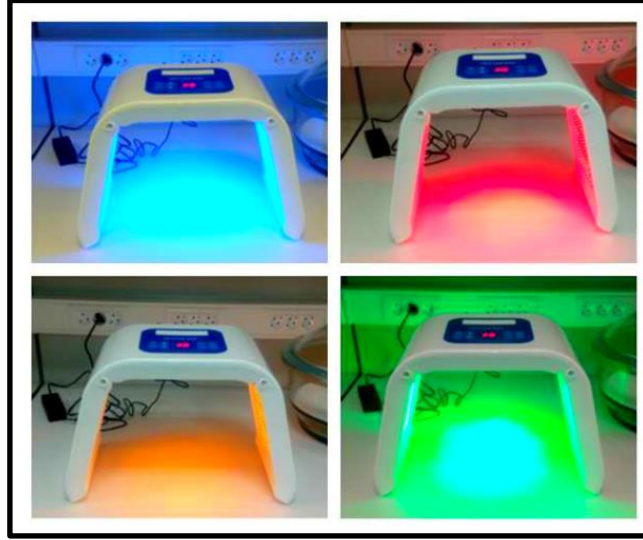
Yoğun Atımlı Işık (IPL) ölçümleri için aşağıda Şekil 3.13'te gösterilen, çalışma aralığı (560–1200) nm olan Philips Lumea Prestige model IPL terapi cihazı kaynağı kullanılmıştır. IPL cihazında renk tonu algılama sensörü bulunmaktadır ve cilt teması olmadığı takdirde cihaz çalışmamaktadır. Bu nedenle, deneyler için algılama sensörü devre dışı bırakılarak çalışma gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.13: IPL terapi cihazı ve kullanımı.

3.10. Işık Yayan Diyot (LED) Kaynağı

Işık Yayan Diyot (LED) ölçümleri, Tristar One marka LED terapi cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. LED terapi cihazının sağ tarafında 110 adet, sol tarafında 110 adet ve üst tarafında da 110 adet olmak üzere toplam 330 adet LED ışığa sahiptir. LED kaynağında, dört adet temel ışık bulunmaktadır. Bu LED'ler ağırlıklı olarak kırmızı, yeşil, mavi ve sarı renktedir. Kırmızı LED 640 nm dalga boyunda, mavi LED 423 nm dalga boyunda, yeşil LED 532 nm dalga boyunda ve sarı LED 583 nm dalga boyunda çalışmaktadır. Ayrıca iki renk aynı anda açılarak farklı renkler de elde edilebilmektedir. Bu çalışmada cihazın ana renklerinin yanı sıra iki karışık ışık rengi altında da ölçümler yapılmıştır. Örneğin turuncu rengi elde etmek için cihaz üzerindeki sarı ve kırmızı LED'lerin açma tuşuna aynı anda, mor rengi elde etmek için de kırmızı ve mavi LED'lerin açma tuşuna aynı anda basılmıştır. Tristar One marka LED terapi cihazı Şekil 3.14'te görüldüğü gibidir.



Şekil 3.14: Farklı ışıklara sahip Tristar One marka LED terapi cihazı.

3.11. Işık Dozu ve Hesaplaması (Emisivite ile)

Stefan-Boltzmann yasasında, daha önce belirtildiği gibi termal radyasyon yoğunluğu, sıcaklığın dördüncü kuvvetine bağlıdır. Burada, I radyasyonun yoğunluğunu, birim alan başına düşen gücü (ışık akısı veya güç yoğunluğu) veya ışıınımı temsil etmektedir.

Işık dozu aşağıdaki formül [154] kullanılarak değerlendirilmektedir;

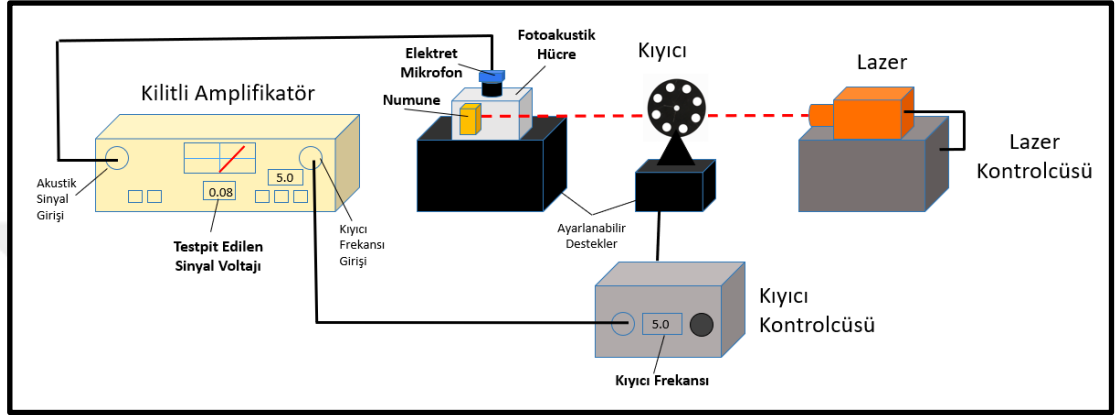
$$\text{Doz} = (\text{Güç Yoğunluğu} \times \text{Zaman}) \times 0.001 \quad (2.24)$$

Aynı standartlaştırılmış birimler ve ölçümler (J/cm^2 olarak ışık dozlarını, mW/cm^2 güç yoğunluğunu ve ayrıca s zaman birimi olarak saniyeyi) ışık dozları hesaplanırken kullanılmaktadır.

3.12. Fotoakustik Ölçüm Düzenegi

Fotoakustik ölçüm sistemi, bir kilitli amplifikatör/yükselteç (Stanford Research Systems, SR510), bir kanatlı (iç kanatı 5 gözlü, dış kanatı 6 gözlü) kıyıcı kontrolcüsü (Stanford Research Systems, Model SR540), bir elektret mikrofondan (Maxim

entegreli, amplifikatör modüllü ve 5V, 2A Raspery Pi uyumlu tablet adaptörlü bir MAX9814 elektret mikrofon), bir fotoakustik hücre (Laboratuvarımızda 3D Baskı ile üretilen ve boyutları 45 mm genişlik x 45 mm uzunluk x 60 mm derinlik ve et kalınlığı 2,5 mm olan bir hücre), fotoakustik hücre içinde bir test numunesi ve bir sürekli dalga lazerinden (Optotronics marka VA-I-400-635 modeli, 635 nm kırmızı renkli katı hal diyot lazer) oluşturulmuştur. Şekil 3.15, fotoakustik deney şemasını göstermektedir.



Şekil 3.15: Fotoakustik Ölçüm Düzeneği.

635 nm kırmızı sürekli dalga lazer ışını, fotoakustik hücre içindeki numuneyi görecekte şekilde yerleştirilmiştir. Darbeli lazer ışığı, sürekli dalga lazerinin önüne yerleştirilmiş bir optik kıyıcı ile üretilmiştir. Bu çalışmada, lazer modülasyon frekansı ayarlanarak darbeli bir lazer ışını elde edilmemiştir. Darbeli ışığı numune üzerine göndermek için fotoakustik hücre ile lazer arasında bir kıyıcı yerleştirilmiştir. Kıyıcı frekansı, bir kıyıcı kontrolcüsü kullanılarak ayarlanmıştır. Kıyıcı kontrolcüsü, bir BNC kablo ile kitleme amplifikatörüne bağlanmıştır. Fotoakustik hücrenin beş tarafı kapalı bir yapıdadır ve lazer ışığının düştüğü yüzey, önünde streç film ve içinde hava bulunan kapalı bir oda şeklindedir. Arkasında elektronik bir modül bulunan elektret mikrofon, fotoakustik hücre içerisine yerleştirilmiştir. Elektronik modüllü bir elektret mikrofon, bir BNC kablo kullanılarak kilitli amplifikatöre bağlanmıştır. Ayrıca doğru çalışma frekansının kıyıcı frekansı olduğu not edilmelidir.

Lazer açıldığında, darbeli lazer ışını, kıyıcı tarafından fotoakustik hücredeki numunenin üzerine düşmekte ve belirli bir süre sonra, lazer ışını numune üzerinde bir akustik dalga oluşturmaktadır ve bu akustik dalgalar da, elektret mikrofon tarafından algılanarak elektrik sinyalini kitleme amplifikatörüne iletmektedir. Eşzamanlı olarak,

tarama frekansı bilgisi kısıyıcı kontrolcüsü tarafından kilitleme amplifikatörüne iletilmektedir. Kilitleme amplifikatörü, mikrofondan gelen sinyali kısıyıcı frekansında filtrelemektedir. Bu sayede fotoakustik hücre içerisine yerleştirilen malzemenin fotoakustik etki spektrumları farklı kısıyıcı frekanslarında taranarak kısıyıcı frekansına bağılı olarak çıkartılmaktadır. Beyaz ışık altında kısıyıcı frekansı sabit tutulursa ve farklı renkte kesme filtreleri kullanılırsa bu şekilde malzemenin fotoakustik spektrumu elde edilebilir. Bu uygulama, fotoakustik spektroskopi olarak bilinmektedir.

Bu çalışmadaki tüm ölçüm işlemlerinde kısıyıcı frekansı ayarlandıktan sonra 10 s beklenmiştir. Ardından, kilitlemeli yükselteç voltaj değeri sabitlendikten sonra, her frekansta ardışık ve manuel olarak en az 10 veri noktasının ölçümü alınmış ve bu ölçüm işlemi her bir fantom için en az beş defa tekrarlanmıştır.



4. YAPILAN DENEYSEL ÇALIŞMALAR ve YORUMLAR

4.1. Doku Benzeri Malzemelerin Akustik Karakterizasyon Çalışması

Kas, agar ve Zerdine isimli doku benzeri malzemelerin art arda 4 gün boyunca atenüasyonları, yoğunlukları, ses hızları ölçülerek akustik empedansları hesaplanmış ve bu şekilde akustik karakterizasyonları yapılmıştır. Kas, agar ve Zerdine isimli doku benzeri malzemelerin akustik karakterizasyonları Tablo 4.1’de verilmektedir.

Tablo 4.1: Kas, agar ve Zerdine isimli doku benzeri malzemelerin akustik karakterizasyonları.

Fantom ismi	Ortalama Ses Hızı (m/s)	Ortalama Atenüasyon Katsayısı (dB/(cm·MHz))	Ortalama Yoğunluğu (kg/m ³)x10 ³	Ortalama Akustik Empedansı (kRayl)
Kas	1493,0 ± 71,0	1,5 ± 0,2	1,1 ± 0,1	1597,6 ± 5,7
Agar	1568,7 ± 30,6	1,2 ± 0,1	1,0 ± 0,2	1584,4 ± 4,9
Zerdine	1524,7 ± 106,5	1,2 ± 0,1	1,1 ± 0,1	1600,9 ± 10,7

Yine LED deneyleri için ağırlıkça %0,1 (0,1 gram Nescafe Gold Kahve), %0,5 (0,5 gram Nescafe Gold Kahve) ve %1 (1 gram Nescafe Gold Kahve) oranlarında içinde kahve bulunan agar fantomları hazırlanmış ve 4 gün boyunca atenüasyonları, yoğunlukları, ses hızları ölçülerek ve akustik empedansları hesaplanarak akustik karakterizasyonları yapılmıştır. Ses hızları aşağıda Şekil 10’da gösterilen darbe-yankı yöntemi ile tespit edilmiştir. Fantom numunelerinden alınan parçaların kütle ve hacim ölçümlerinden sonra yoğunlukları $d=m/V$ formülü ile hesaplanmıştır. Agar bazlı kahve fantomlarının akustik karakterizasyonları Tablo 4.2’de verilmektedir.

Tablo 4.2: Agar bazlı kahve fantomlarının akustik karakterizasyonları.

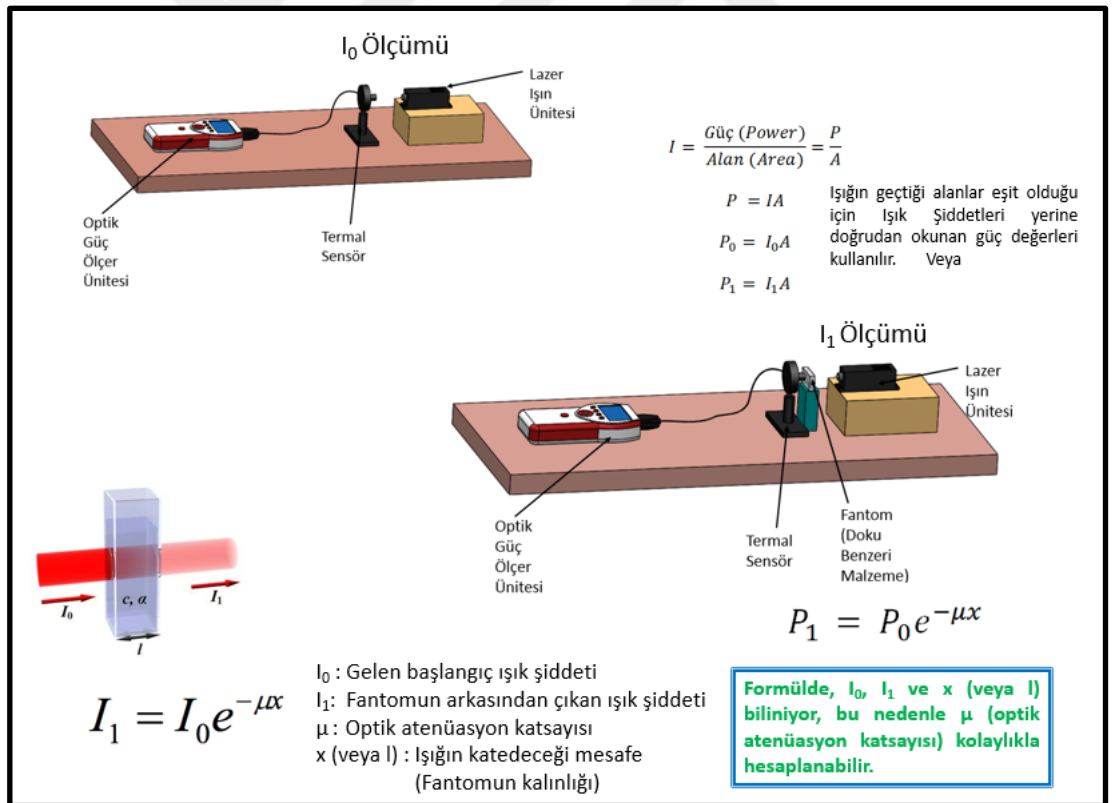
Fantom ismi	Ortalama Ses Hızı (m/s)	Ortalama Atenüasyon Katsayısı (dB/cm·MHz)	Ortalama Yoğunluğu (kg/m ³) x10 ³	Ortalama Akustik Empedansı (kRayl)
%0,1 Oranlı Kahve Fantomu	1406,7 ± 62,6	2,5 ± 0,6	0,9 ± 0,2	1266,1 ± 9,4
%0,5 Oranlı Kahve Fantomu	1433,9 ± 58,9	2,2 ± 0,7	1,0 ± 0,1	1362,2 ± 5,9
%1 Oranlı Kahve Fantomu	1388,6 ± 45,5	2,5 ± 0,9	1,0 ± 0,1	1402,5 ± 3,6

Kahve fantomu çalışması tarafımızdan deneme amacıyla yapıldığı için bizim çalışmamızdan başka literatür bilgisi bulunmamaktadır. Ancak Kas, Agar ve Zerdine isimli fantomlara ait ses hızları ile ilgili literatür bilgileri mevcuttur. Toleransları çok geniş olmakla birlikte Agar, Zerdine ve kas fantomlarının ses hızı ölçüm sonuçları literatürdeki bilgilere göre bu çalışmada bulduğumuz değerlere yakın değerlerde çıkmıştır [53]. Fantomlarda ses hızlarına bakmamızın ana nedeni en azından hazırlanan fantomların gerçek dokuları fiziksel bir parametre yönünden doğru bir şekilde temsil edip etmediklerini görmektir. Agar fantomunun ses hızı literatürde (1548 ± 0,61) m/s olarak verilmektedir. Bizim agar fantomu için bulduğumuz ses hızı değeri ise (1568,7 ± 30,6) m/s'dir. Yine Zerdine fantomunun ses hızı değeri literatürde 1540 m/s olarak verilmektedir. Bizim Zerdine fantomu için bulduğumuz ses hızı değeri ise (1524,7 ± 106,5) m/s'dir. Son olarak kas fantomunun ses hızı değeri literatürde 1600 m/s olarak verilmektedir. Bizim kas fantomu için bulduğumuz ses hızı değeri ise (1493,0 ± 71,0) m/s'dir.

4.2. Doku Benzeri Malzemelerin Optik Karakterizasyon Çalışması

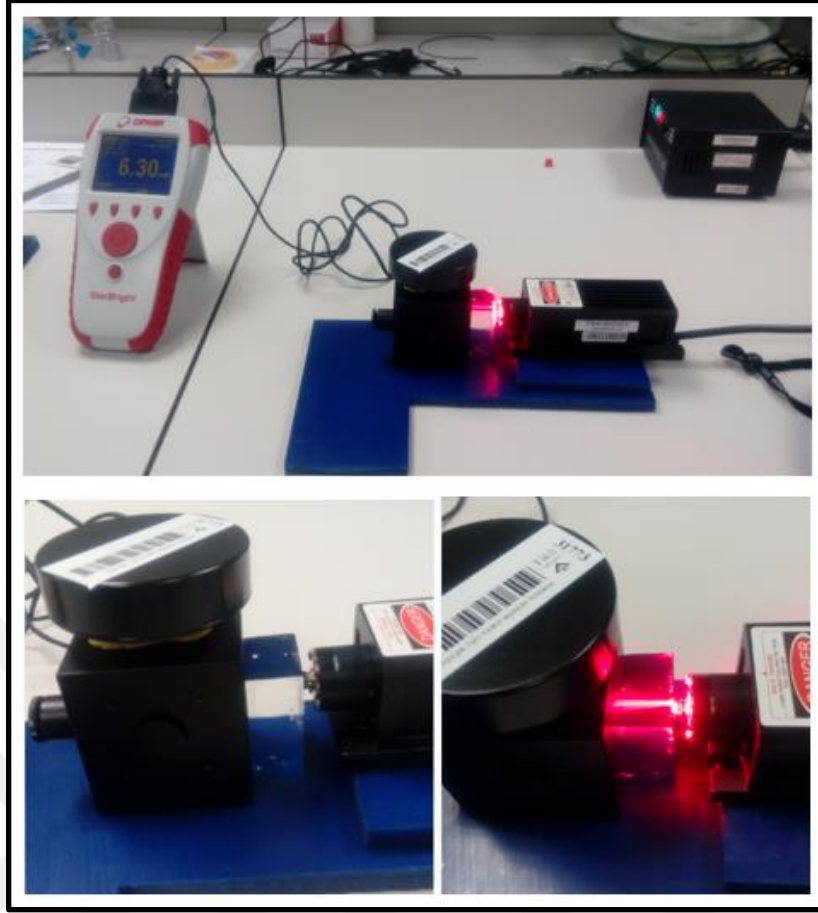
Doku benzeri malzemelerin temel optik parametrelerinin belirlenmesinde lazer ışığı ile termal sensörlü optik güç ölçer ve geniş bant beyaz ışık kaynağı ile tek toplayıcı küreye bağlı spektrometre gibi iki farklı yöntem kullanılmıştır.

Lazer ile optik güç ölçümü yapılarak fantomların optik özelliklerin belirlenmesinde fantomlu ve fantomsuz optik güç ölçümleri yapılmıştır. Bu yöntemde, sistemde fantom yokken (I_0) ve sistemde fantom varken ki (I) durumlarda ölçülen ışık yoğunluklarından (intensity) absorptans (soğurma), geçirgenlik, yansımaya, kırılma indisi ve doğrusal atenuasyon/zayıflama katsayısı gibi makroskobik optik özellikler belirlenmiştir. Aşağıda, Şekil 4.1’de optik güç ölçümlerinin nasıl alındığı şematik olarak gösterilmiştir.



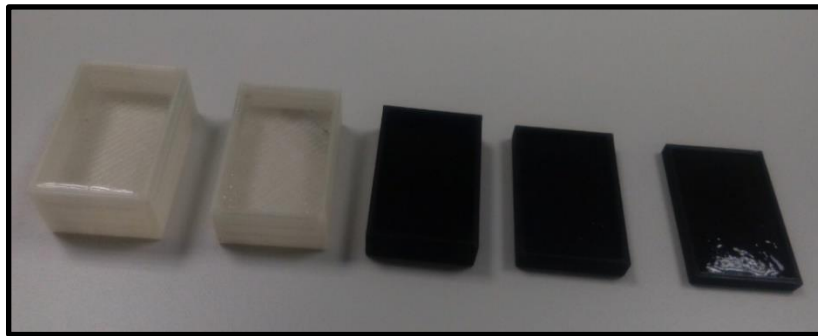
Şekil 4.1: Fantomlarda optik güç ölçümlerinin alınması.

Absorbans (soğurma), geçirgenlik, yansıma, kırılma indisi ve doğrusal zayıflama katsayısı gibi makroskobik optik özellikler Bölüm 3.4 Doku Benzeri Malzemelerin Optik Karakterizasyonu bölümünde verilen formüller kullanılarak hesaplanmıştır. Örneğin ilk deney Zerdine fantomu için yapılmıştır. Zerdine fantomu 15 mm kalınlığında, 30 mm eninde ve 50 mm boyunda hazırlanmıştır. Zerdine fantomu tek toplayıcı kürenin önüne tek toplayıcı küre ile temas halinde konulmuştur. Termal sensör tek toplayıcı kürenin üst kısmına dışarıdan ışık geçirmeyecek şekilde önlem alınarak konuşlanmıştır. 635 nm kırmızı lazer ışığı da Şekil 4.2’de gösterildiği gibi fantoma çok yakın mesafeden sürekli ışık verecek şekilde ayarlanmıştır. Önce fantom yokken termal sensör vasıtasıyla optik güç ölçerden lazerden tek toplayıcı küre içine ulaşan ışık gücü ölçülmüş, daha sonra tek toplayıcı kürenin önüne 15 mm kalınlığındaki Zerdine fantomu numunesi konulmuş ve bir kez daha ölçüm alınmıştır. Bu şekilde, sistemde fantom yokken ölçülen ışık gücü (I_0) ve sistemde fantom varken ölçülen ışık gücü (I) parametrelerinden Bölüm 3.4 Doku Benzeri Malzemelerin Optik Karakterizasyonu bölümünde verilen formüller yardımıyla geçirgenlik, absorbans ve yansıma katsayıları bulunmuştur. Daha sonra bu temel parametreler kullanılarak kırılma indisi ve doğrusal zayıflama katsayısı belirlenmiştir.



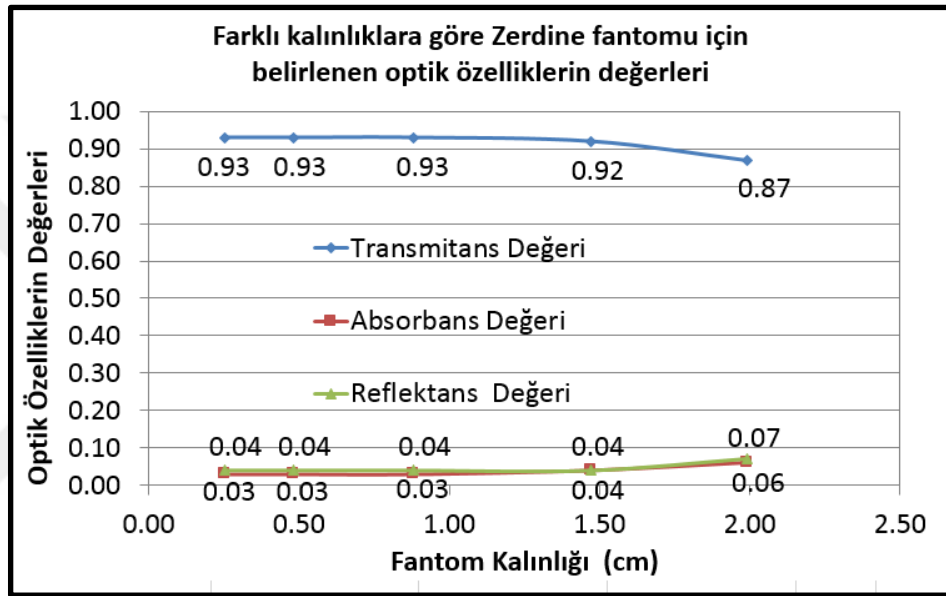
Şekil 4.2: Zerdine fantomunun tek toplayıcı küre ile optik özelliklerinin belirlenmesi.

Bu deneyler Zerdine fantomu için farklı kalınlıklardaki numuneler için tekrarlanmıştır. Bu kapsamda, farklı kalınlıklarda fantom numunelerinin elde edilmesi için çeşitli derinliğe sahip 30 mm genişlik ve 50 mm uzunluğa sahip numune kapları tasarlanmış ve kapların 3D baskıları alınmıştır. Farklı kalınlıkta fantomları kalıplayan bu 3D baskı kaplar aşağıda Şekil 4.3'ten görülmektedir.



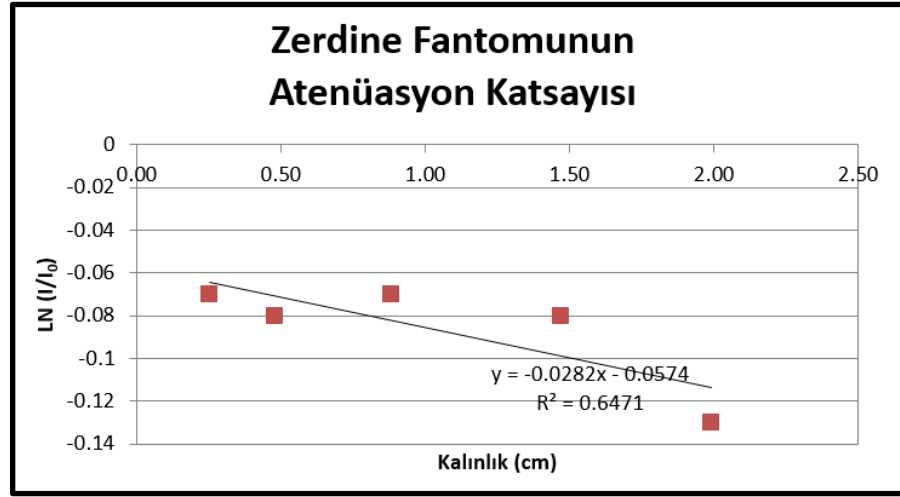
Şekil 4.3: İçine Zerdine fantomu dökülmüş numune kapları.

Sonuç olarak, Şekil 4.4'ten de görülebileceği üzere farklı Zerdine fantomu kalınlıkları için geçirgenlik (transmitans) değeri ortalama 0,82, soğurma (absorbans) değeri ortalama 0,04 ve yansıma (reflektans) değeri de 0,05 olarak bulunmuştur. Bu yansıma değerine göre Zerdine fantomunun kırılma indisi 1,58 olarak tespit edilmiştir. Bu değer Zerdine fantomunun cam gibi doğasını açıklamakta ve bir bakıma ispat etmektedir. Çünkü camın kırıcılık indisi 1,4 ile 1,7 arasında değişen bir değere sahip olduğu literatürde belirtilmektedir [155]. Buradan şunu açıkça görmekteyiz ki tek toplayıcı küre ölçümleri literatür ile uyumlu bir şekilde doğru ölçümleri vermiştir.



Şekil 4.4: Zerdine fantomunun tek toplayıcı küre ile belirlenen temel optik özellikleri.

Zerdine fantomunun farklı kalınlıkları için hesapladığımız atenuasyon/zayıflama katsayısı ise Şekil 4.5'teki eğimden de görülebileceği gibi $0,03 \text{ cm}^{-1}$ olarak tespit edilmiştir. Literatürde ise Zerdine fantomuna ilişkin herhangi bir optik atenuasyon değerine rastlanılmamıştır.



Şekil 4.5: Zerdine fantomunun atenüasyon/zayıflama katsayısı grafiği.

Aynı şekilde agar ve kas fantomu için de benzer hesaplamalar yapılmış ve optik parametreler hesaplanmıştır. Ancak kas fantomu için absorpsiyon değeri 1'den büyük ve tekrarlanabilirliği olmayan değerlerde çıkmıştır. Diğer parametreleri hesaplamak için bu durum formülasyona (bölüm 3.4'teki (2.12) nolu formüle) uymadığı için de termal sensörlü optik güç ölçer kullanılarak kas fantomu için tespit edilen optik özellikler değerlendirmeye alınmamıştır. Bu yöntem ile incelenen fantomlar için özet optik parametreler aşağıda Tablo 4.3'te görülebilir.

Tablo 4.3: Agar ve Zerdine Fantomlarının Termal Sensör ve Optik Güç Ölçümü Yapılarak Belirlenen Optik Özellikleri.

Fantom	Geçirgenlik, T	Absorbans, A	Yansıma, R	Kırılma İndisi	Toplam Zayıflama Katsayısı (cm ⁻¹)
Agar	0,44 ± 0,21	0,41 ± 0,27	0.15 ± 0.09	2,26 ± 0,64	0,91 ± 0,10
Zerdine	0,91 ± 0,03	0,04 ± 0,01	0,05 ± 0,01	1,58 ± 0,08	0,03 ± 0,01

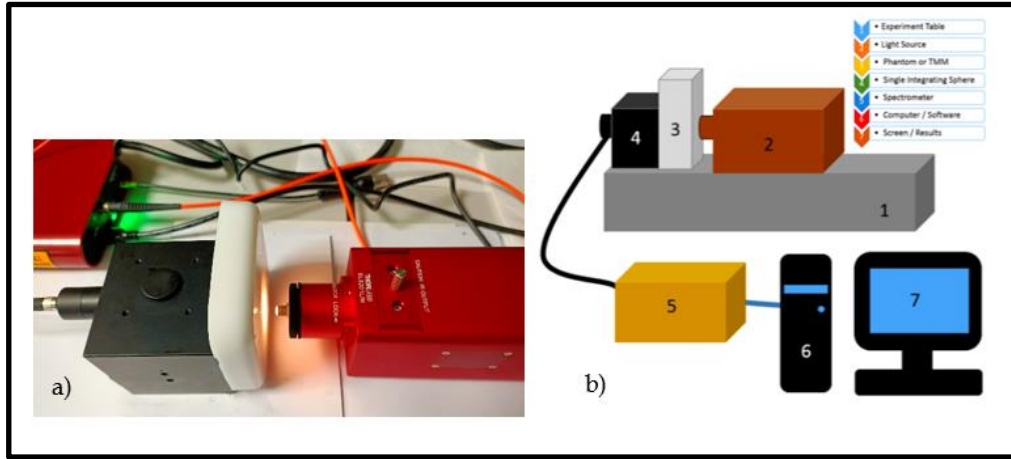
Bu makroskopik optik özellikler kullanılarak, 3.4 Doku Benzeri Malzemelerin Optik Karakterizasyonu bölümünde verilen Kubelka-Munk fonksiyon yaklaşımı ile 635 nm'de absorpsiyon katsayısı, saçılma katsayısı ve azaltılmış saçılma katsayısı gibi mikroskopik optik özellikler hesaplanmıştır. Toplam atenüasyon katsayısını, μ_t , interpolasyondan hesaplanmıştır ve R; yansıma değeri de bilindiğinden, bu iki denklem

[(2.18) ve (2.19)] çözülebilmekte ve μ_a ile μ_s bulunabilmektedir. Bu nedenle, agar ve Zerdine fantomlarının absorpsiyon katsayısı, saçılma katsayısı, azaltılmış saçılma katsayısı ve toplam zayıflama katsayısı gibi mikroskobik optik özellikleri Tablo 4.4'te gösterildiği gibi hesaplanmıştır.

Tablo 4.4: 635 nm'de ortalama olarak agar ve Zerdine fantomlarının hesaplanan mikroskobik optik özellikleri.

Fantom	Absorpsiyon Katsayısı, μ_a , cm ⁻¹	Saçılma Katsayısı, μ_s , cm ⁻¹	Azaltılmış Saçılma Katsayısı, μ'_s , cm ⁻¹	Toplam Zayıflama Katsayısı, μ_t , cm ⁻¹
Agar	0.642 ± 0.074	0,266 ± 0,031	0.053 ± 0.006	0.908 ± 0.104
Zerdine	0.025 ± 0.011	0,003 ± 0,001	0,001 ± 0,0004	0.028 ± 0.012

635 nm kırmızı lazer ile optik güç ölçer kullanılarak yapılan optik parametreler ölçümü ve hesaplaması sadece 635 nm için geçerlidir. Oysaki geniş bant beyaz ışık kaynağı kullanılarak yapılan optik parametreler ölçümü ve hesaplaması ise bize geniş bir spektrumda fantomların optik parametrelerini belirlememize imkân tanımaktadır. Bu nedenle, fantomların (200-1000) nm aralığındaki geniş bant beyaz ışık kaynağı ve tek toplayıcı küreye bağlı spektrometre yöntemi kullanılarak optik parametreleri yeniden çalışılmıştır. Bu daha gelişmiş yöntem ile agar ve Zerdine fantomlarının yanında yeni olarak ayrıca kas ve IEC fantomu da çalışılmıştır. Çalışmada agar fantomunun kalınlığı 22 mm, Zerdine fantomunun kalınlığı 12 mm, IEC fantomunun kalınlığı 6,5 mm ve kas fantomunun kalınlığı ise 20 mm idi. Aşağıda Şekil 4.6 (a, b) geniş bant beyaz ışık kaynağı kullanılarak kas fantomu üzerinde yapılan optik parametre ölçümlerini göstermektedir.

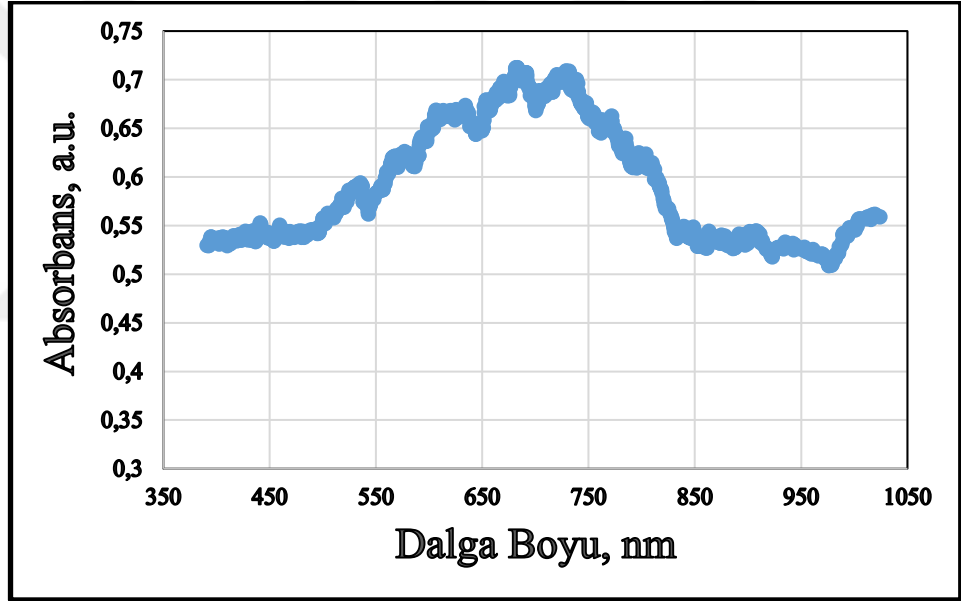


Şekil 4.6: a) Geniş bant beyaz ışık kaynağı kullanılarak kas fantomunun optik parametreler ölçümünü gösteren bir resim; b) Deney kurulumu. 1-deney masası, 2-ışık kaynağı, 3-numune (fantom veya DBM=TMM), 4-tek toplayıcı küre, 5-kompakt spektrometre, 6-bilgisayar ve 7-bilgisayar monitörü.

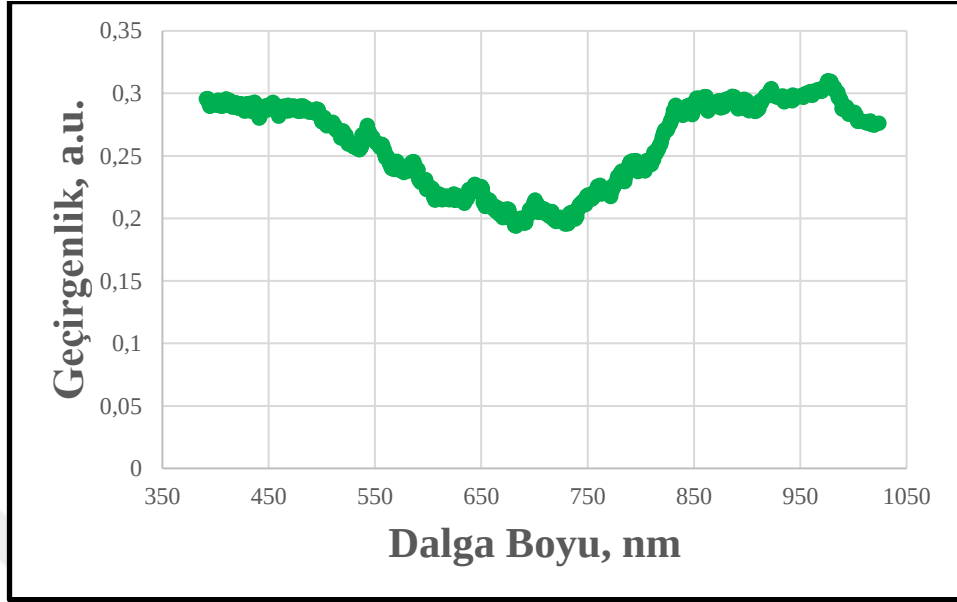
Geniş bant ışık kaynağı kullanılarak, serbest alanda farklı mesafelerde fantomlu ve fantomsuz optik güç ölçümleri alınmıştır. Optik verilerin değerlendirilmesi şu şekilde yapılmıştır. Ölçüm sırasında öncelikle gelen ışığın spektrumu elde edilmiştir. Işık spektrumu, deney düzeneğinde fantom malzemenin yokluğunda elde edilmiştir. Karanlık ortamda arka plan gürültüsünü gidermek için tek toplayıcı kürenin ışık kapağı kapatılarak aynı ölçüm tekrarlanmıştır. Böylece başlangıçta elde edilen "gelen ışık" sinyalinden karanlık ortamın sinyali çıkarılarak birincil sinyal elde edilmiştir. Fantom daha sonra sisteme yerleştirilmiş ve fantomun spektrumu kaydedilmiştir. Gerçek bir fantom sinyali üretmek için karanlık arka plan gürültüsü tekrar ortadan kaldırılmıştır. I_0 verileri ana sinyal ile temsil edilirken, I sinyali gerçek fantom sinyalini temsil etmektedir. Hesaplamalar, Thorlabs OSA yazılımı ve MS Excel kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Ayrıca tüm optik ölçüm deneyleri, kontrollü laboratuvar ortam koşulları altında gerçekleştirilmiştir. Elde edilen Ana Sinyal (Işık-Karanlık) ve Gerçek Fantom (Fantom-Karanlık) verilerinden, sonuç olarak makroskobik ve mikroskobik optik özellikler elde edilmiştir. Tüm ölçümler en az 6 kez tekrarlanmıştır. Burada verilen tüm optik parametre grafikleri ise ölçülen ortalama eğrileri temsil etmektedir. Işık yoğunluklarından (intensity'lerden) elde edilen geçirgenlik, absorpsiyon, yansıma, kırılma indisi ve optik zayıflama katsayısı gibi optik özelliklerin belirlenmesi için yapılan tüm çalışmalar aşağıda gösterilmiştir.

Bu çalışmada, agar, Zerdine ve kas fantomlarının makroskobik ve mikroskobik optik özellikleri, tek toplayıcı küre ve 200 nm ile 1000 nm dalga boyu aralığında geniş bant beyaz ışık kaynağı olan bir spektrometre kullanılarak incelenmiştir. Aslında, spektrumlar orijinal olarak 200 nm ile 1000 nm arasında elde edilmiştir. Ancak, sinyallerin çözünürlüğü çok yüksek olduğu için gürültü seviyesi de yüksekti. Gürültü seviyesini azaltmak ve daha düzgün sinyaller elde etmek için verilerin hareketli ortalaması kullanılmıştır. Bu nedenle grafiklerdeki spektrum aralığı 400 nm ile 1000 nm arasında elde edilmiştir.

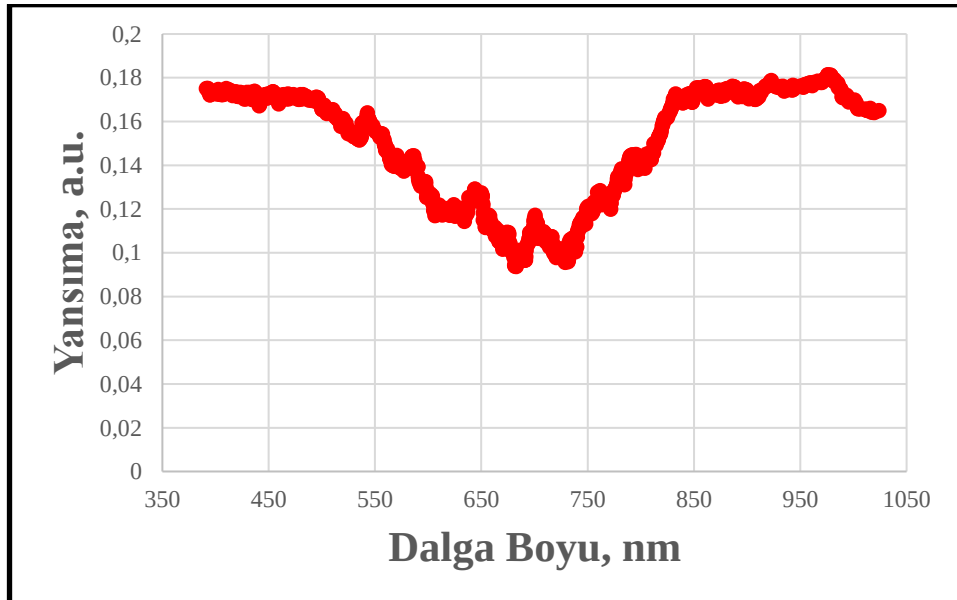
Agar fantomu için tespit edilen makroskobik optik parametreler aşağıda Şekil 4. 7 ile Şekil 4.11 arasında verilmiştir.



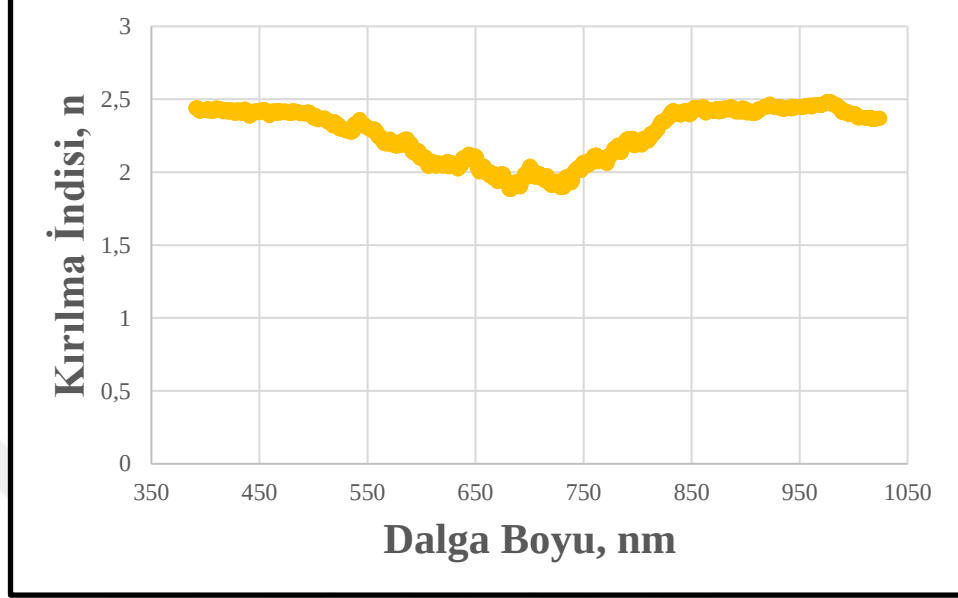
Şekil 4.7: Agar fantomunun absorbans grafiği.



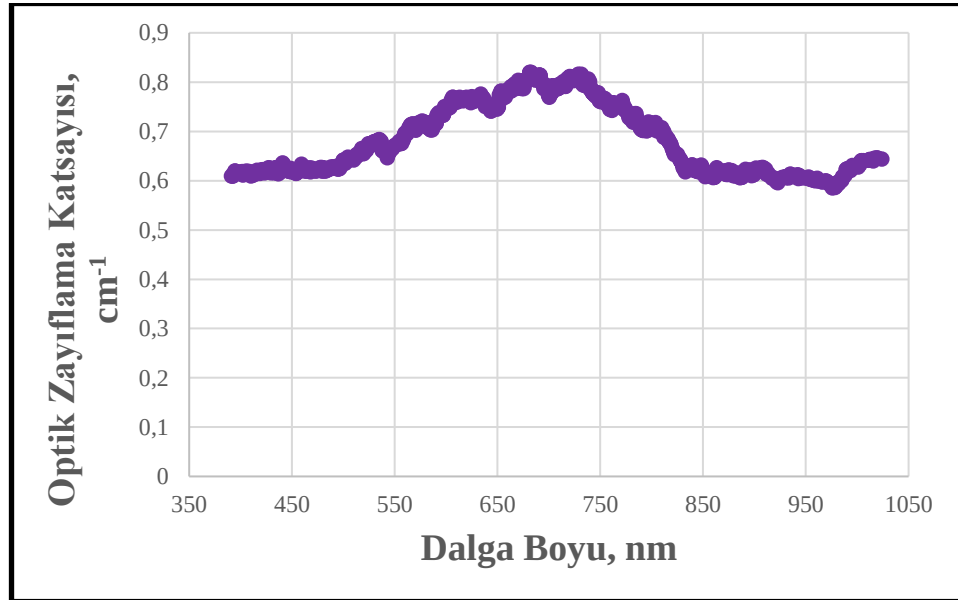
Şekil 4.8: Agar fantomunun geçirgenlik grafiği.



Şekil 4.9: Agar fantomunun yansım grafiği.

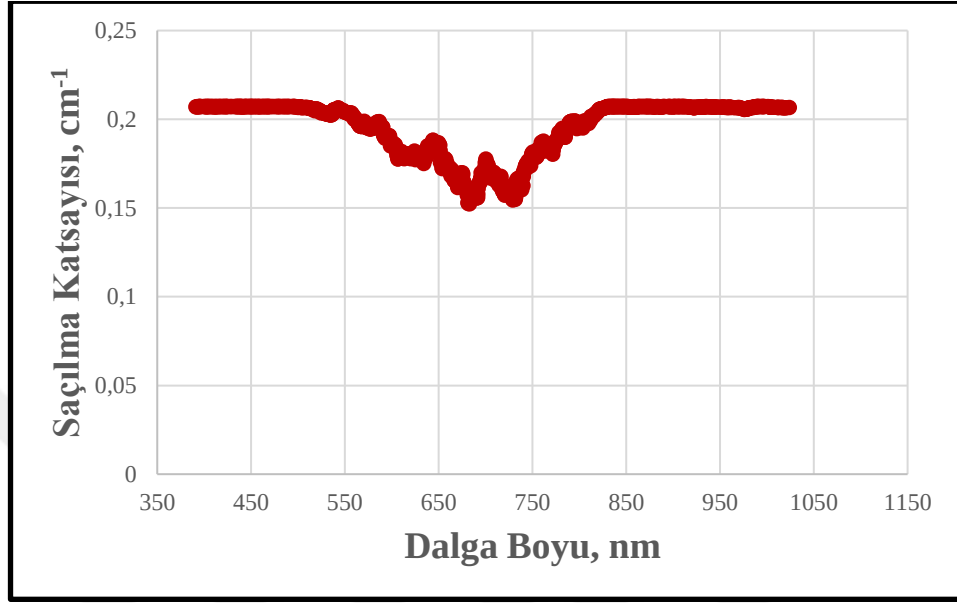


Şekil 4.10: Agar fantomunun kırılma indisi grafiği.

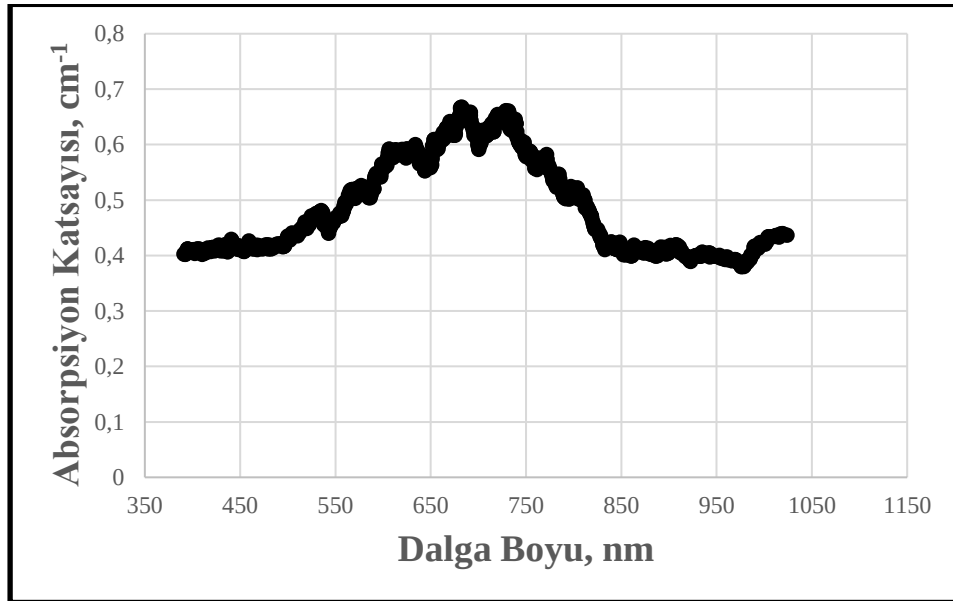


Şekil 4.11: Agar fantomunun optik zayıflama katsayısı grafiği.

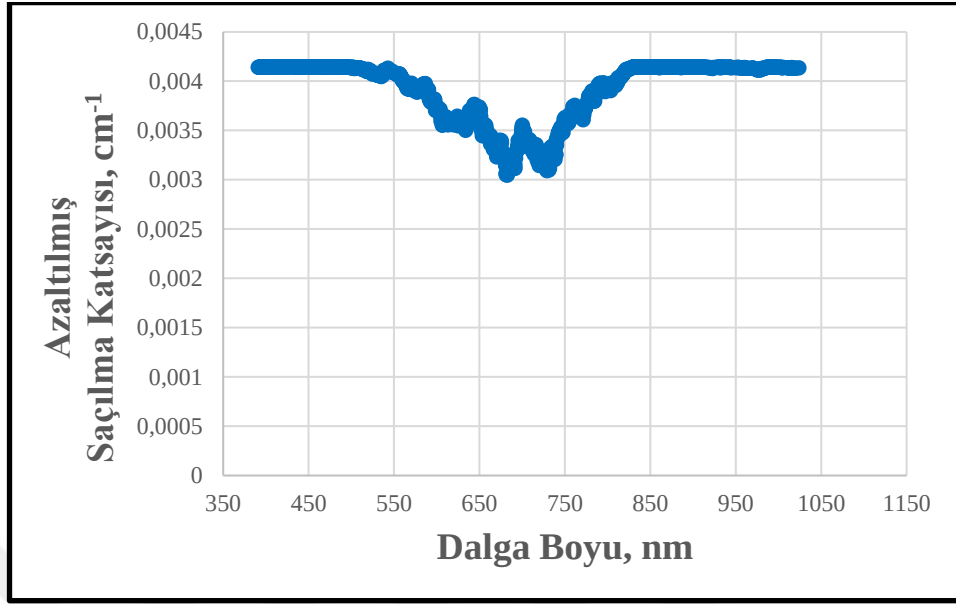
Agar fantomu için tespit edilen mikroskopik optik parametreler aşağıda Şekil 4.12 ile Şekil 4.14 arasında verilmiştir.



Şekil 4.12: Agar fantomunun saçılma katsayısı grafiği.

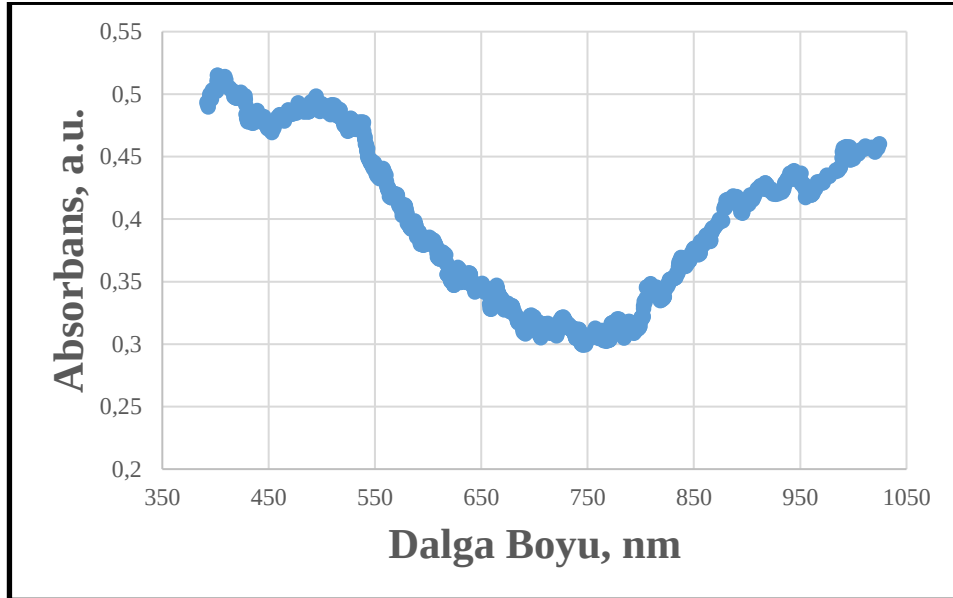


Şekil 4.13: Agar fantomunun absorpsiyon katsayısı grafiği.

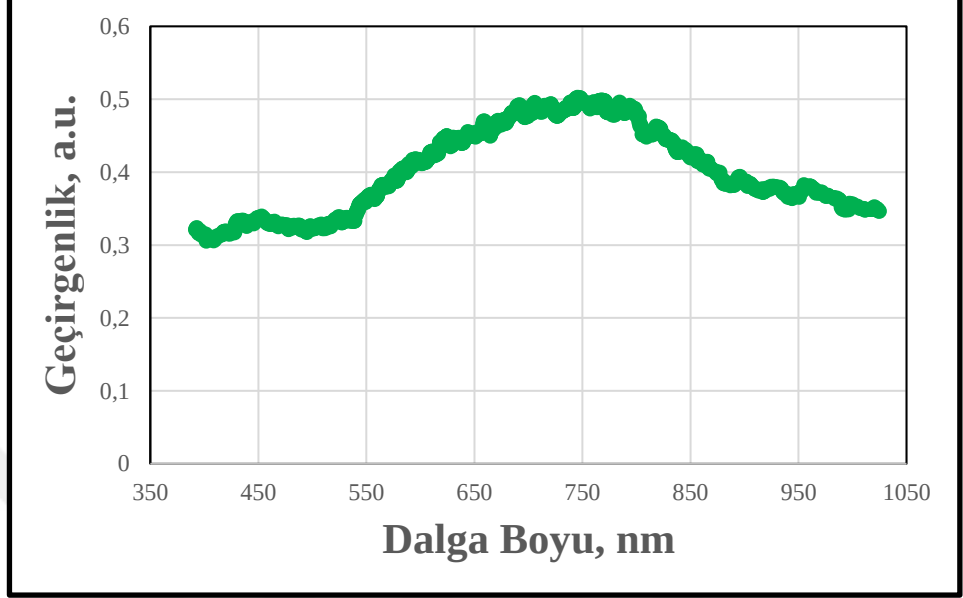


Şekil 4.14: Agar fantomunun azaltılmış saçılma katsayısı grafiği.

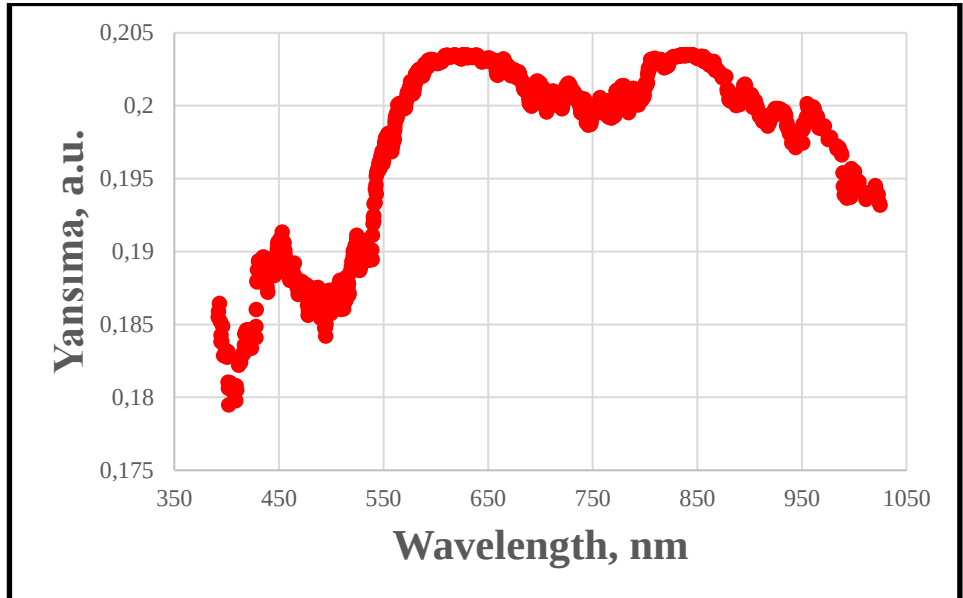
Zerdine fantomu için tespit edilen makroskobik optik parametreler aşağıda Şekil 4.15 ile Şekil 4.19 arasında verilmiştir.



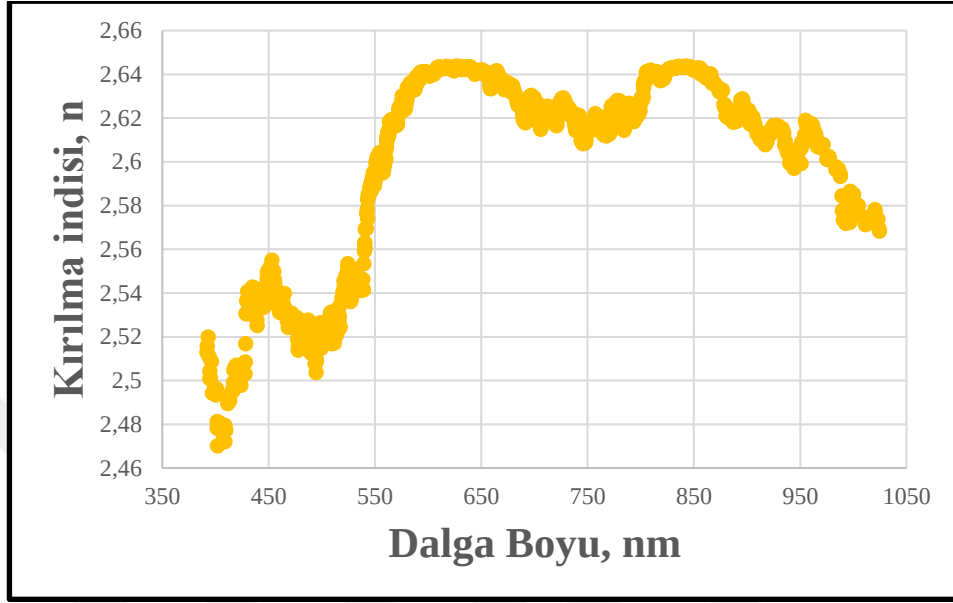
Şekil 4.15: Zerdine fantomunun absorbans grafiği.



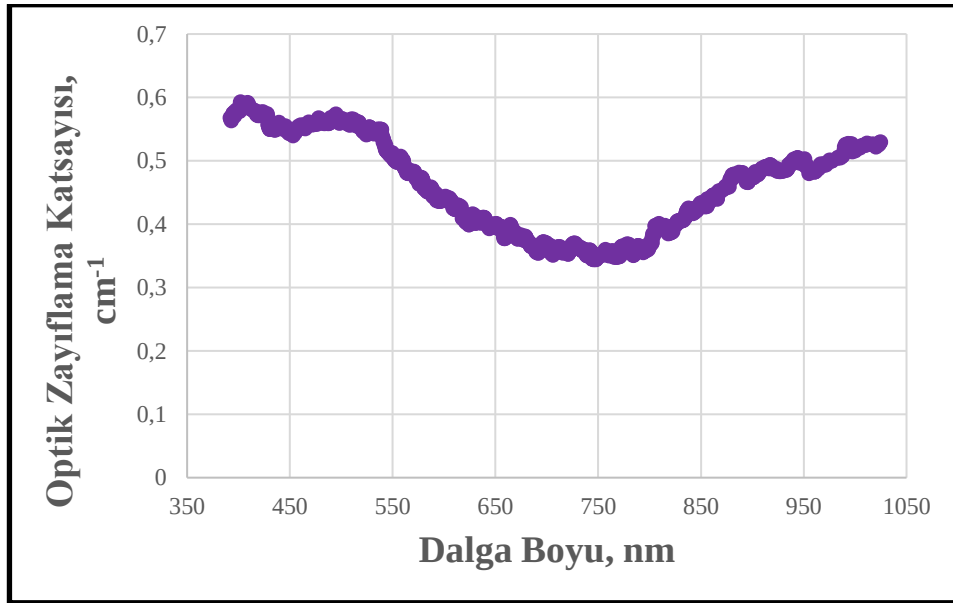
Şekil 4.16: Zerdine fantomunun geçirgenlik grafiği.



Şekil 4.17: Zerdine fantomunun yansıma grafiği.

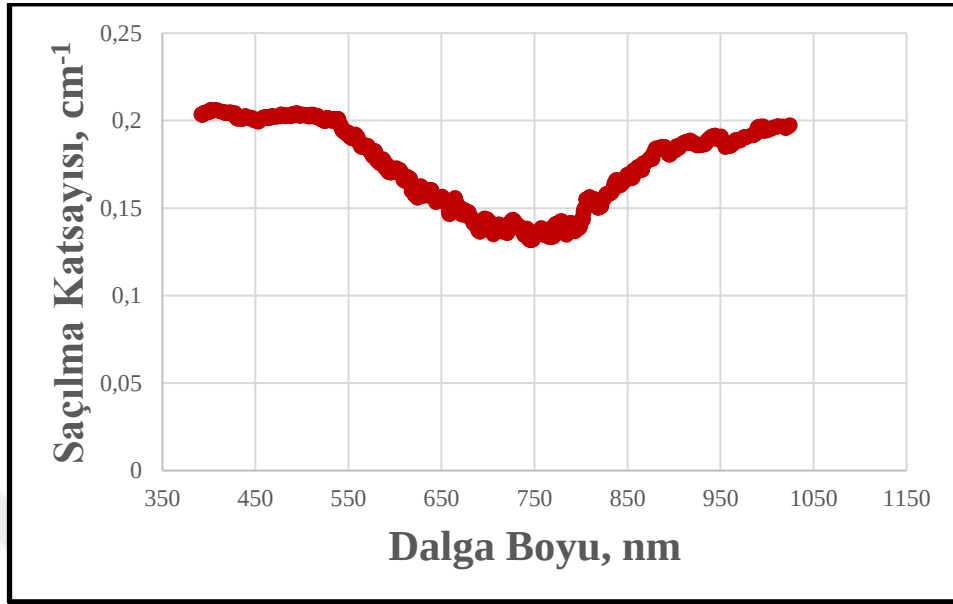


Şekil 4.18: Zerdine fantomunun kırılma indisi grafiği.

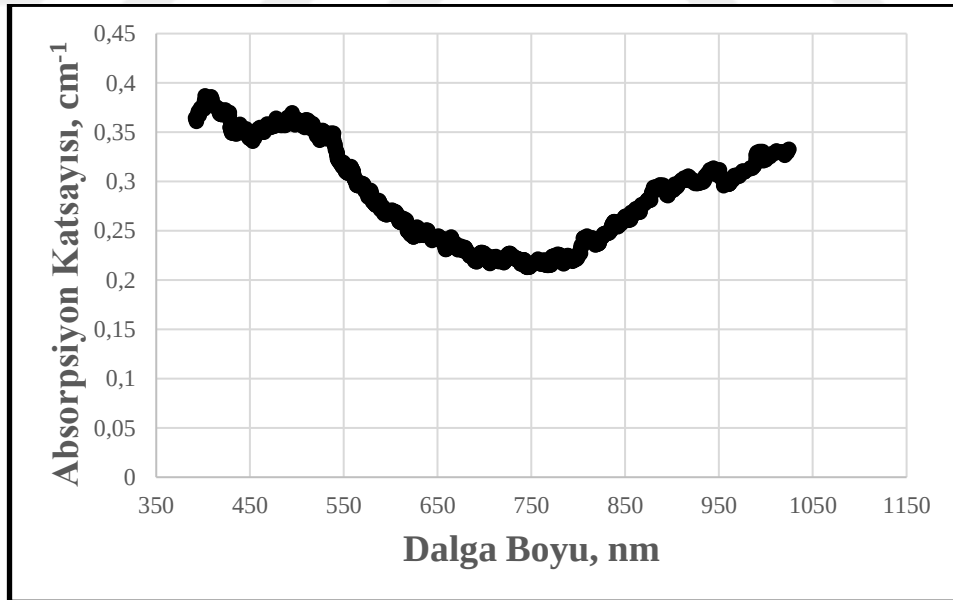


Şekil 4.19: Zerdine fantomunun optik zayıflama katsayısı grafiği.

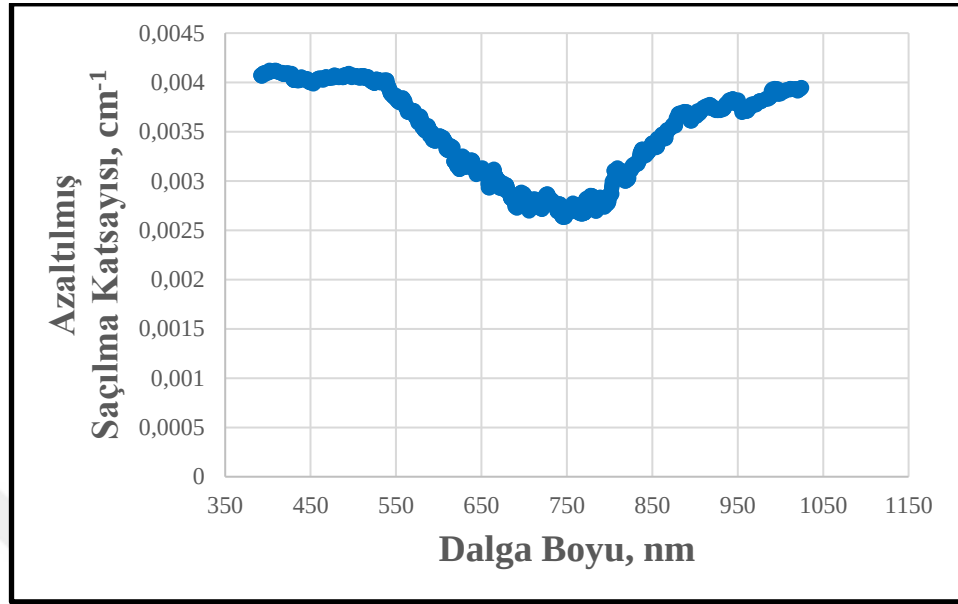
Zerdine fantomu için tespit edilen mikroskopik optik parametreler aşağıda Şekil 4.20 ile Şekil 4.22 arasında verilmiştir.



Şekil 4.20: Zerdine fantomunun saçılma katsayısı grafiği.

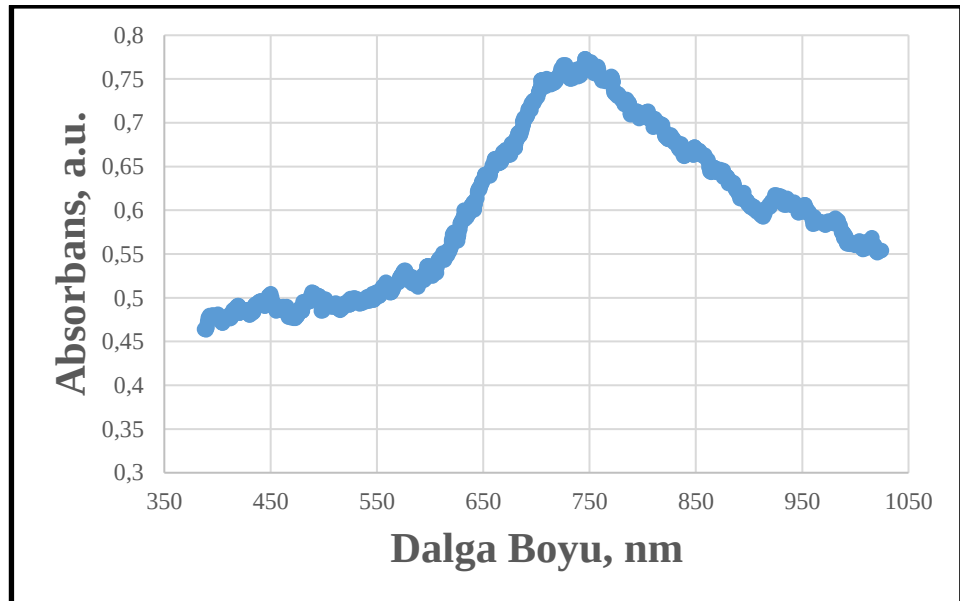


Şekil 4.21: Zerdine fantomunun absorpsiyon katsayısı grafiği.

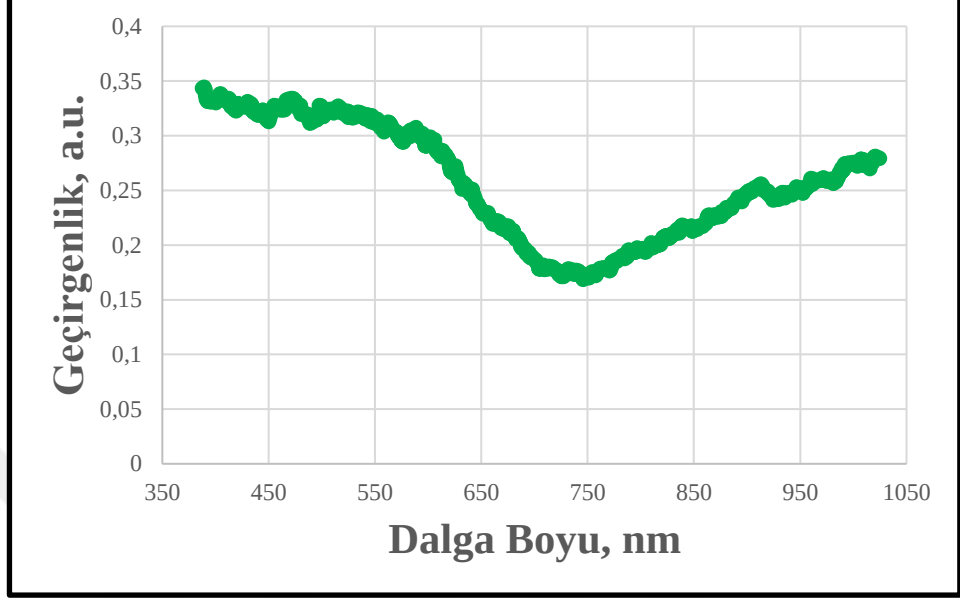


Şekil 4.22: Zerdine fantomunun azaltılmış saçılma katsayısı grafiği.

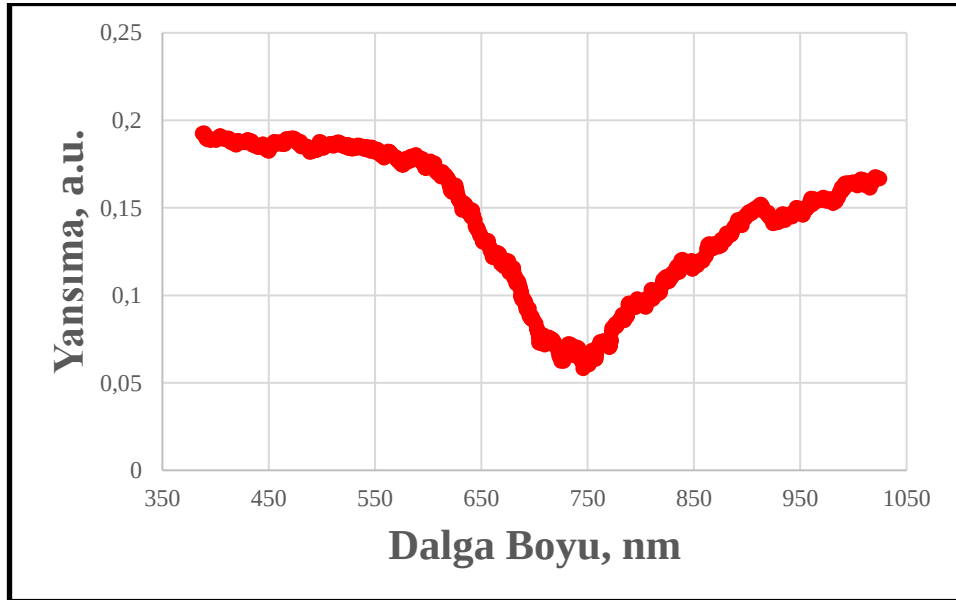
Kas fantomu için tespit edilen makroskobik optik parametreler aşağıda Şekil 4.23 ile Şekil 4.27 arasında verilmiştir.



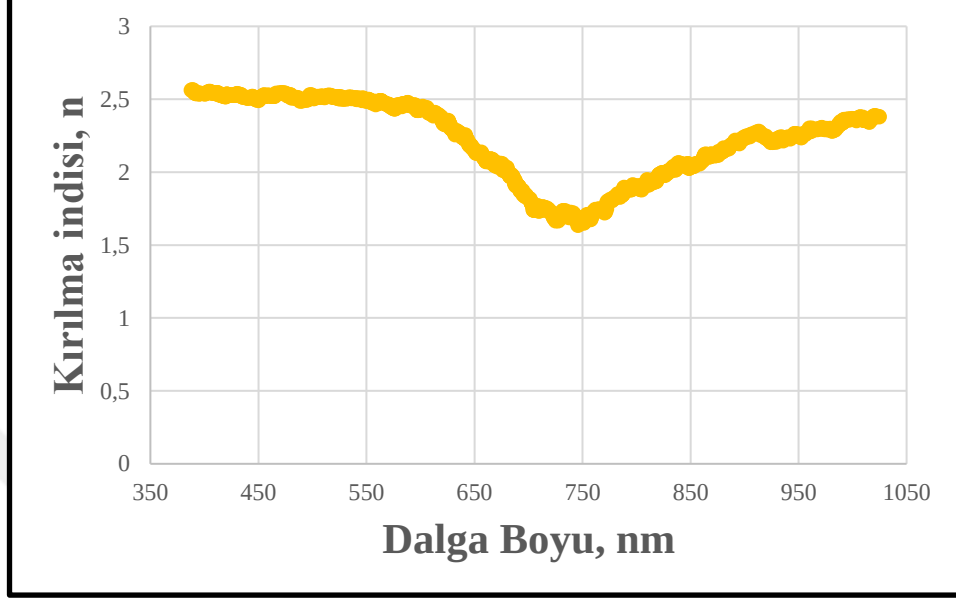
Şekil 4.23: Kas fantomunun absorbans grafiği.



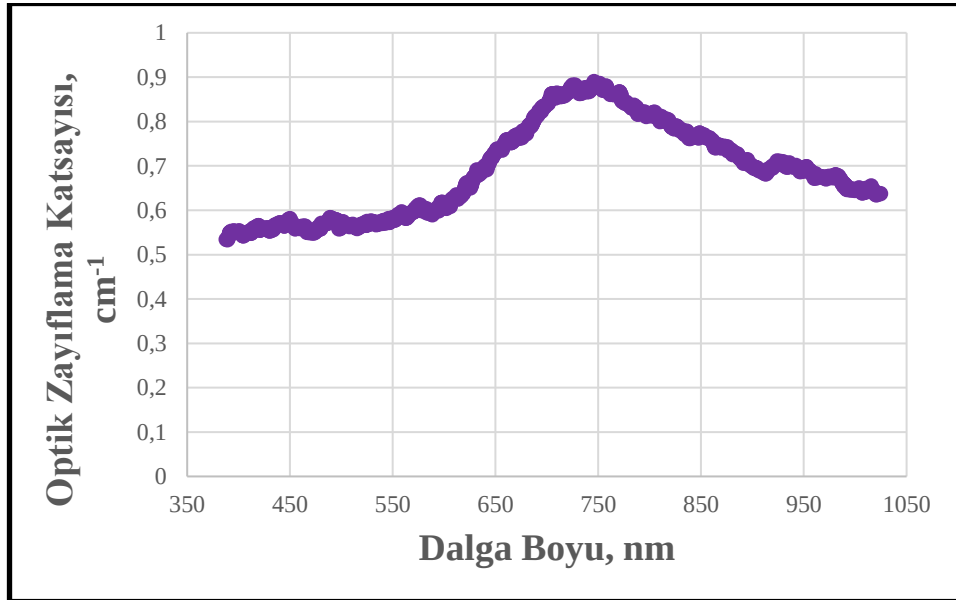
Şekil 4.24: Kas fantomunun geçirgenlik grafiği.



Şekil 4.25: Kas fantomunun yansım grafiği.

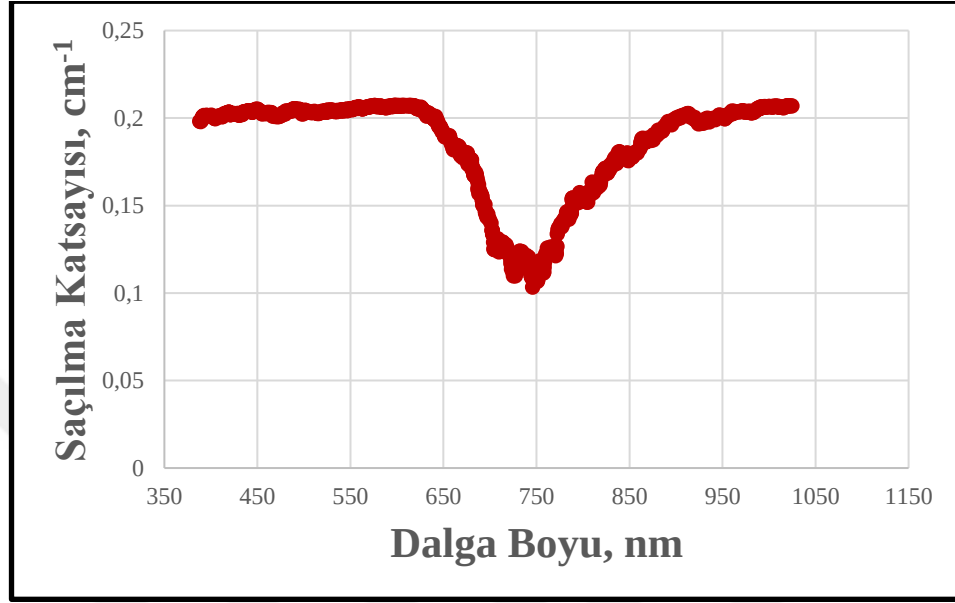


Şekil 4.26: Kas fantomunun kırılma indisi grafiği.

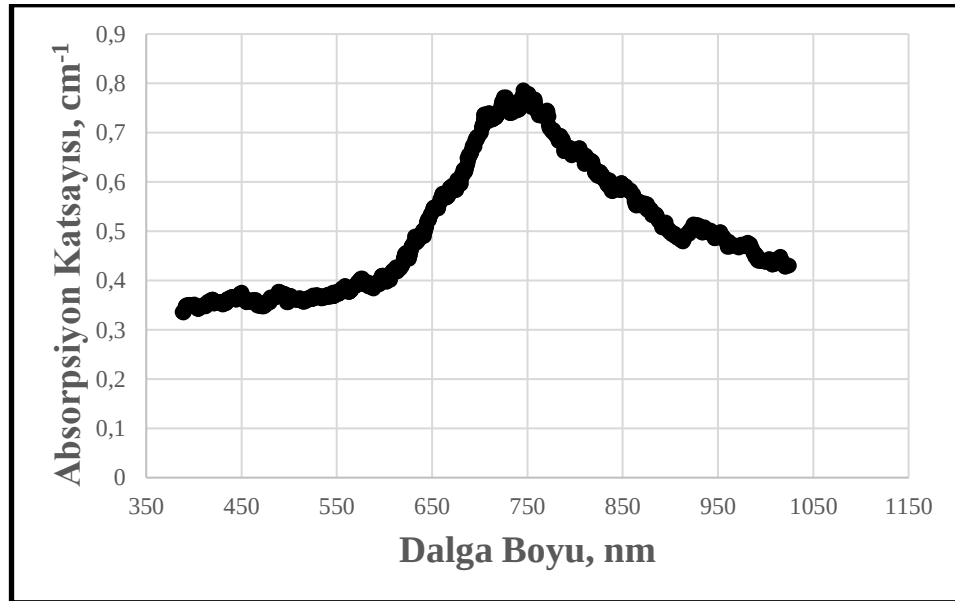


Şekil 4.27: Kas fantomunun optik zayıflama katsayısı grafiği.

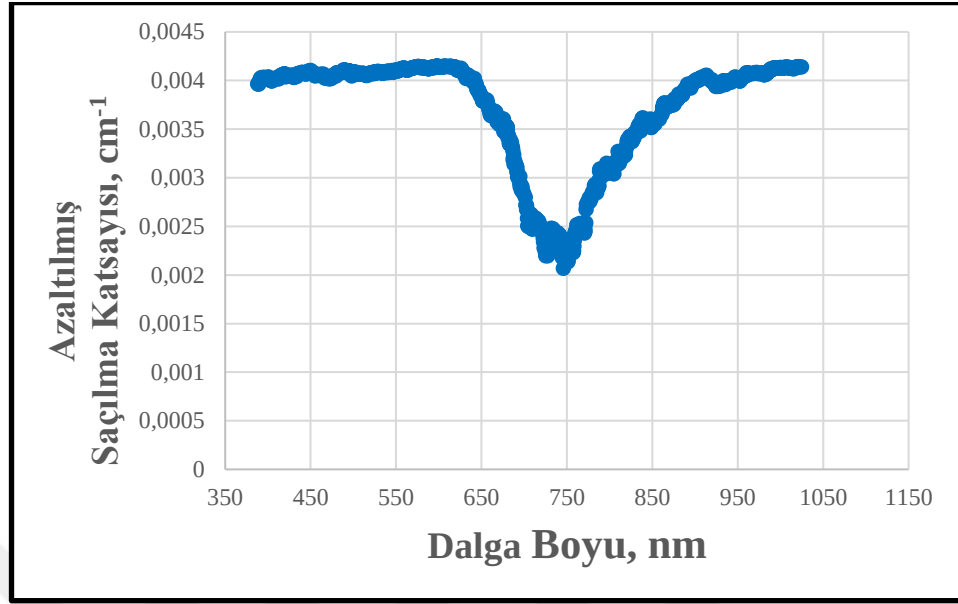
Kas fantomu için tespit edilen mikroskopik optik parametreler aşağıda Şekil 4.28 ile Şekil 4.30 arasında verilmiştir.



Şekil 4.28: Kas fantomunun saçılma katsayısı grafiği.

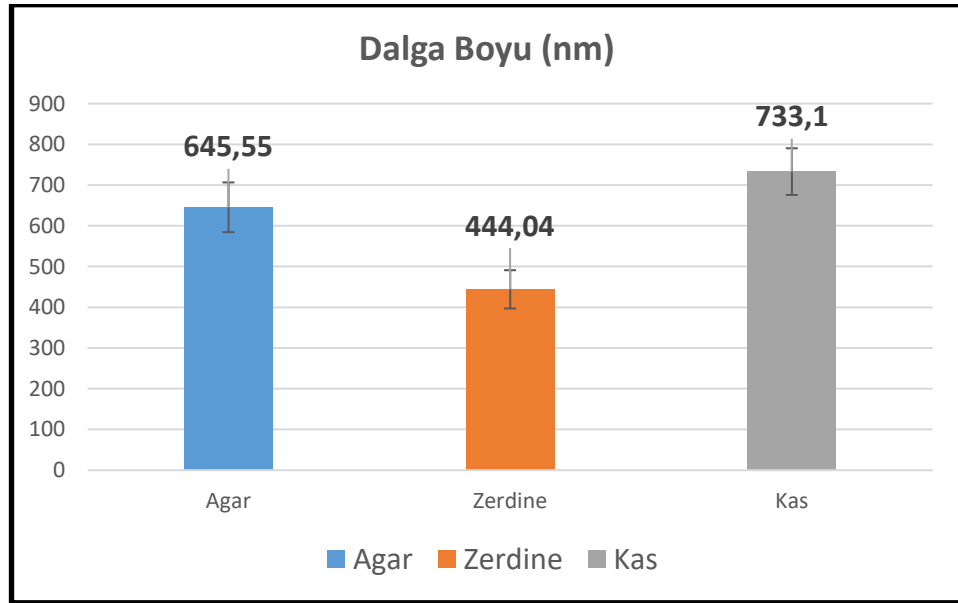


Şekil 4.29: Kas fantomunun absorpsiyon katsayısı grafiği.

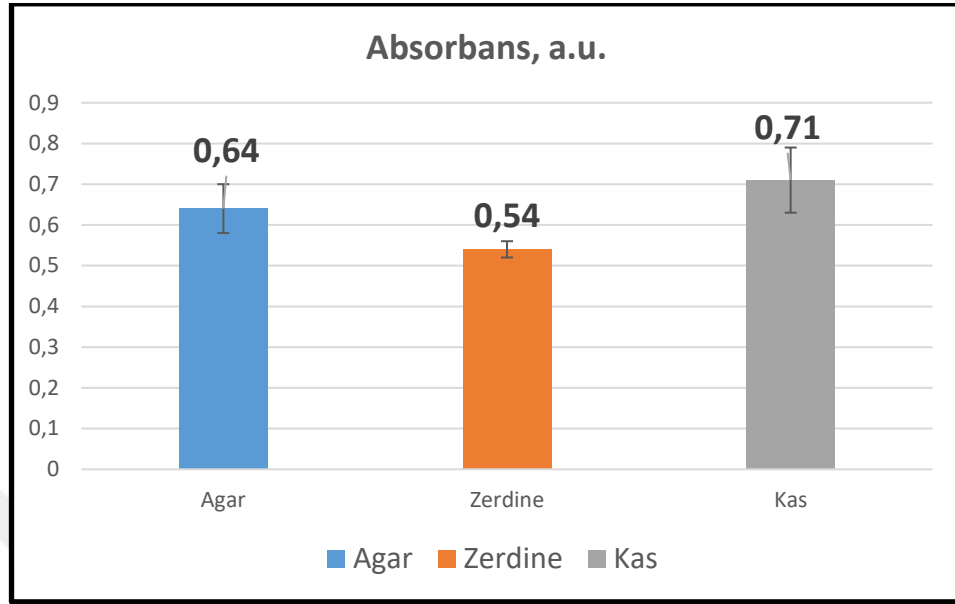


Şekil 4.30: Kas fantomunun azaltılmış saçılma katsayısı grafiği.

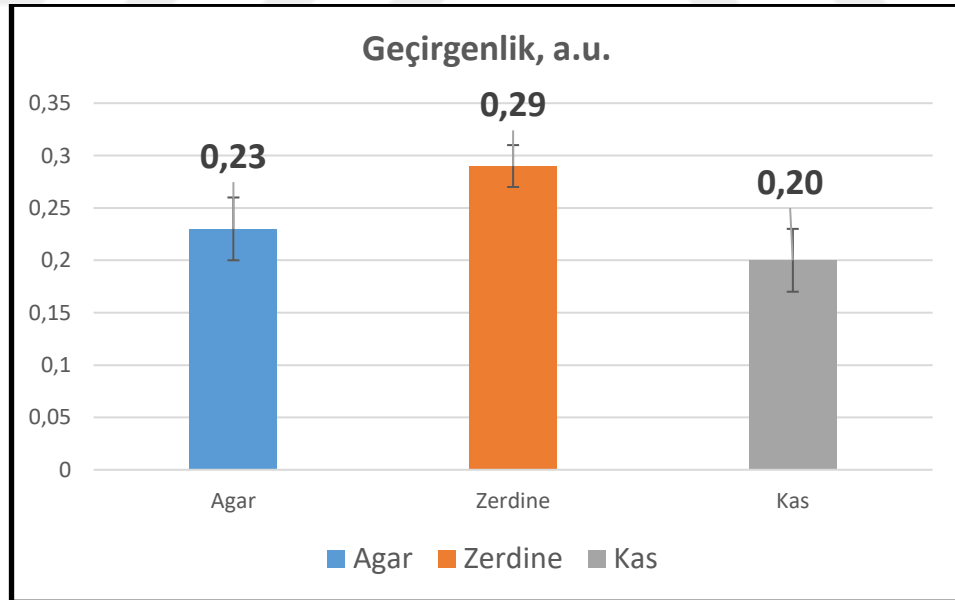
Sonuç olarak, üç farklı fantomun makroskobik ve mikroskopik optik özelliklerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi aşağıda Şekil 4.31 ile 4.39 arasında verilmiştir.



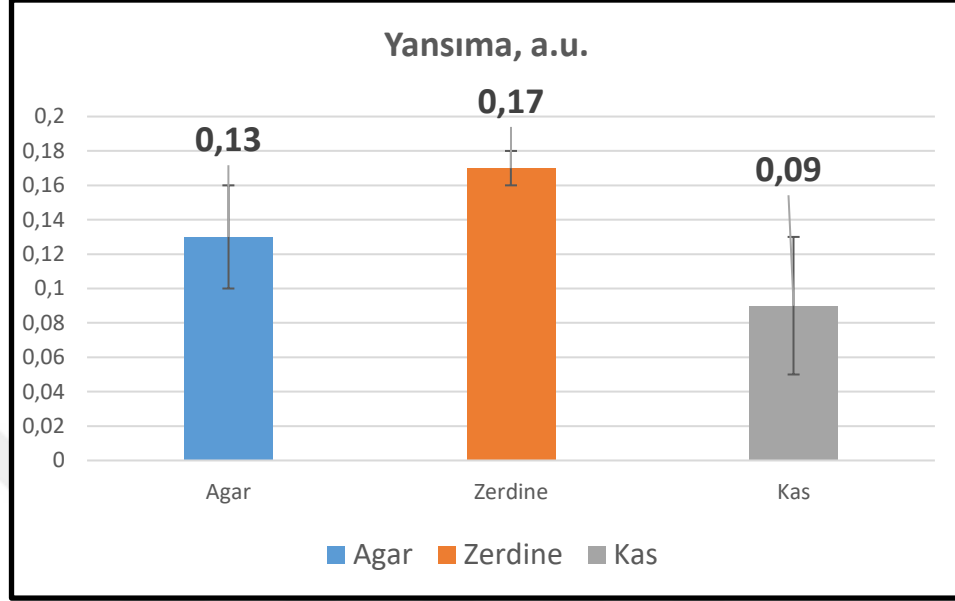
Şekil 4.31: İncelenen fantomların tespit edilen tepe dalga boyları değerleri.



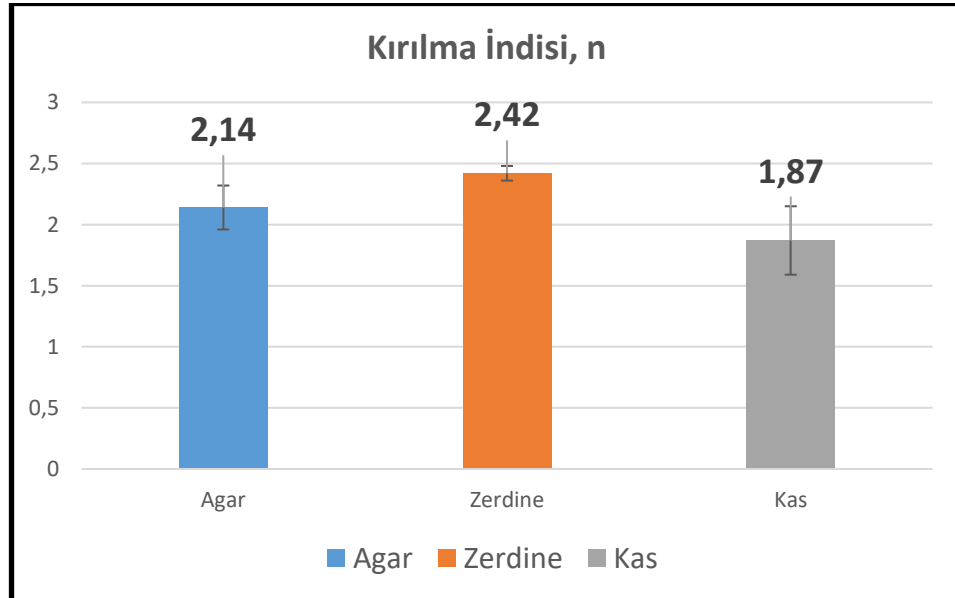
Şekil 4.32: İncelenen fantomların tespit edilen absorbans değerleri.



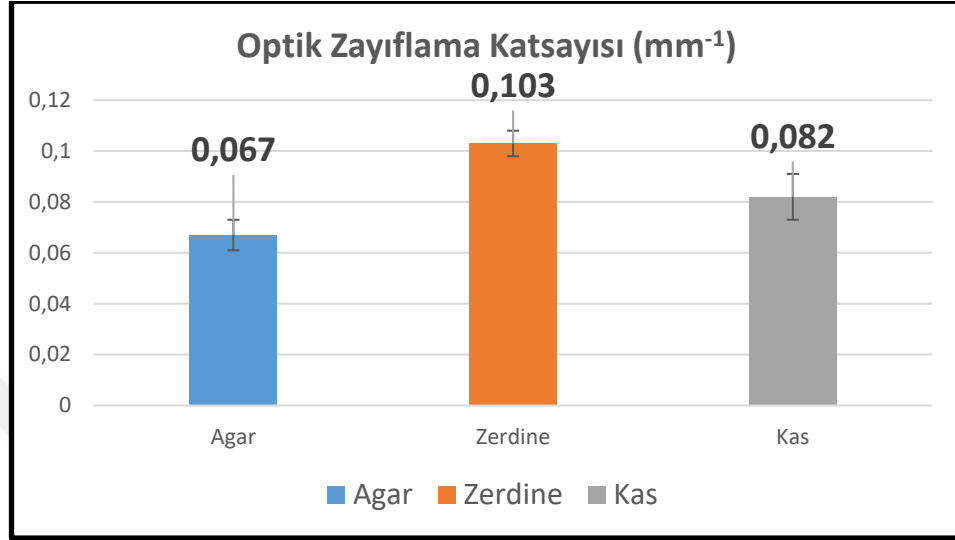
Şekil 4.33: İncelenen fantomların tespit edilen geçirgenlik değerleri.



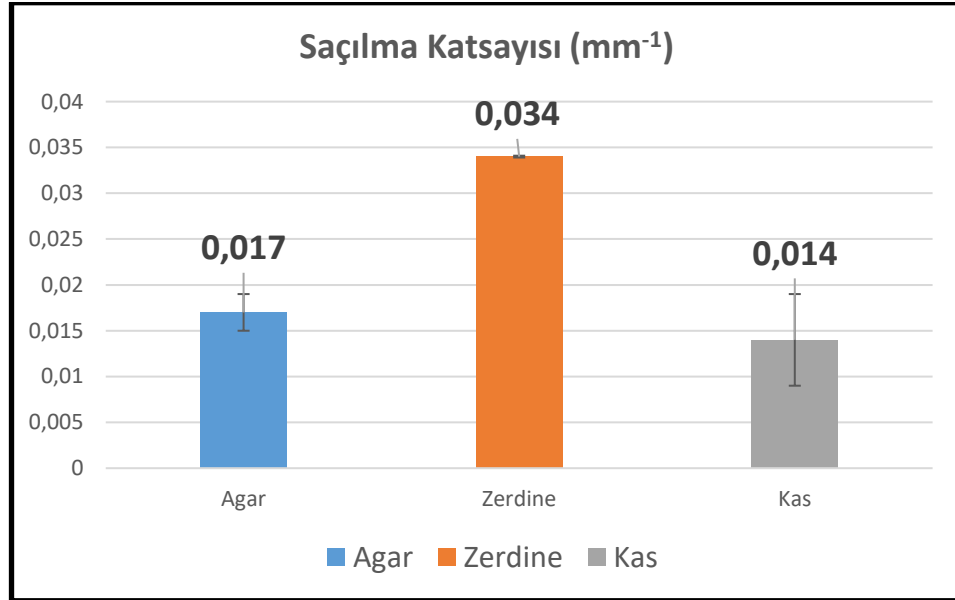
Şekil 4.34: İncelenen fantomların tespit edilen yansıma değerleri.



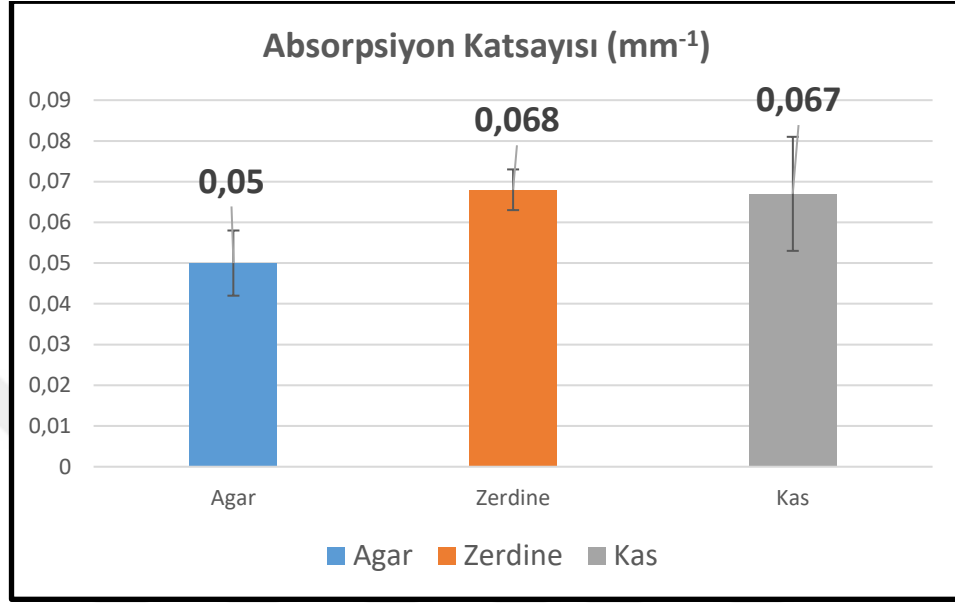
Şekil 4.35: İncelenen fantomların tespit edilen kırılma indisi değerleri.



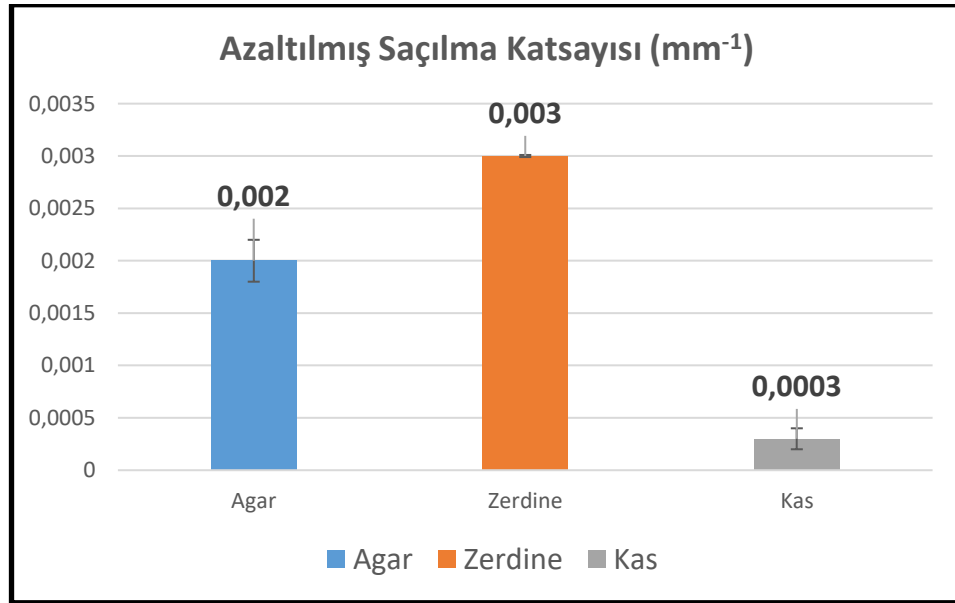
Şekil 4.36: İncelenen fantomların tespit edilen optik zayıflama katsayısı değerleri.



Şekil 4.37: İncelenen fantomların tespit edilen saçılma katsayısı değerleri.



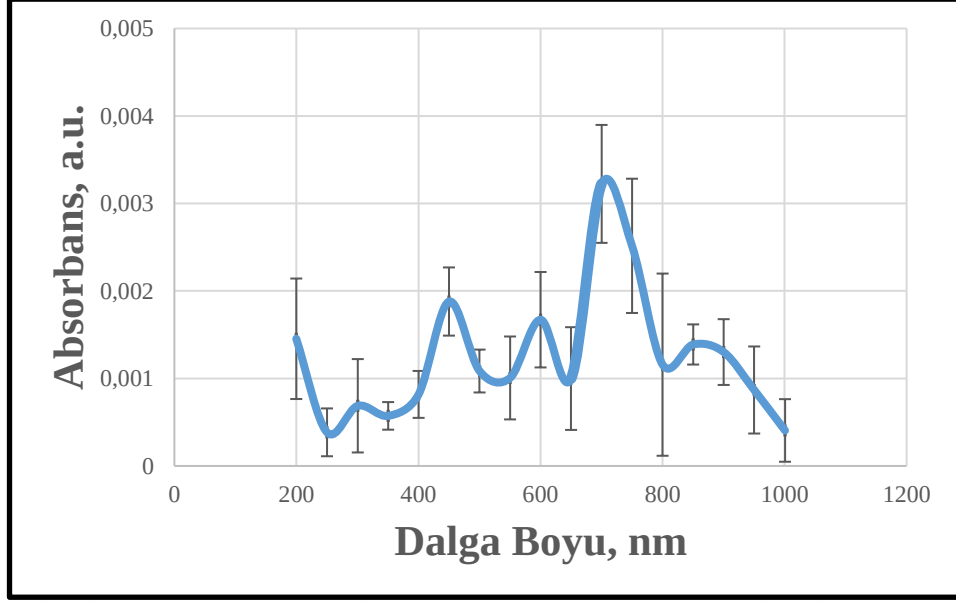
Şekil 4.38: İncelenen fantomların tespit edilen absorpsiyon katsayısı değerleri.



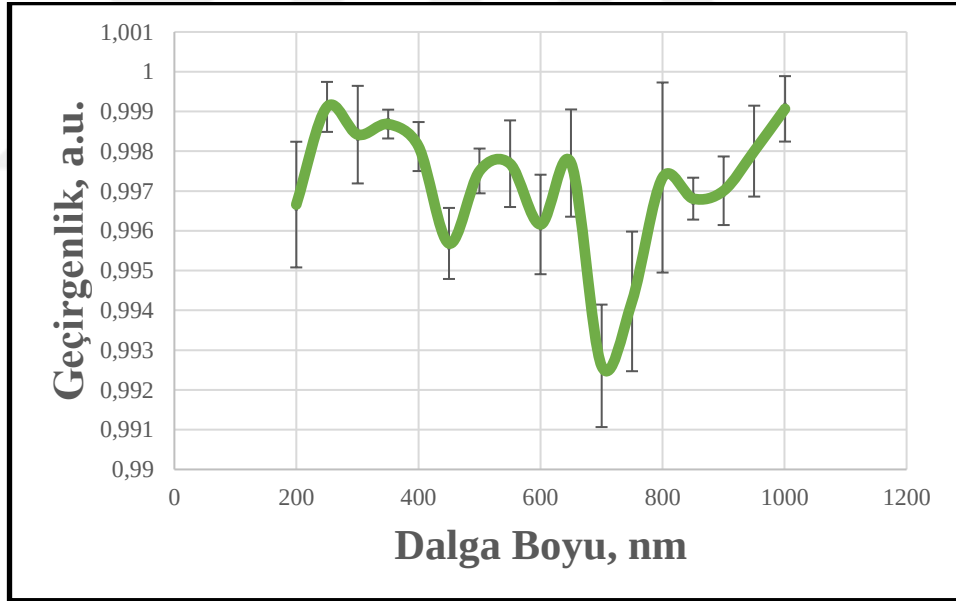
Şekil 4.39: İncelenen fantomların tespit edilen azaltılmış saçılma katsayısı değerleri.

Optik karakterizasyon için absorpsiyon katsayısı referans olarak kullanılmış ve sonuçlar değerlendirilmiştir. Agar fantom için absorbans tepe değerleri $645,55 \text{ nm} \pm 61,05 \text{ nm}$ aralığında belirlenmiş ve absorpsiyon katsayısı $0,050 \text{ mm}^{-1} \pm 0,008 \text{ mm}^{-1}$ olarak bulunmuştur. Bu değer literatürde bildirilen değerlerle uyumludur [156]. Yine kas fantomu için bulunan absorbans tepe değerleri $733,10 \text{ nm} \pm 57,33 \text{ nm}$ aralığında ve absorpsiyon katsayısı $0,067 \text{ mm}^{-1} \pm 0,014 \text{ mm}^{-1}$ olarak bulunmuştur. Bu değer literatürde bildirilen değerlerle de oldukça uyumludur. Örneğin, hayvan dokuları üzerinde yapılan bir in vitro çalışmada kas dokusu (örneğin domuz kası ve sığır kası) için bulunan absorpsiyon katsayıları $0,053 \text{ mm}^{-1}$ ila $0,065 \text{ mm}^{-1}$ arasında değişmiştir [157]. Zerdine fantomu için absorbans tepe değerleri $444,04 \text{ nm} \pm 46,96 \text{ nm}$ aralığında ve absorpsiyon katsayısı $0,068 \text{ mm}^{-1} \pm 0,005 \text{ mm}^{-1}$ olarak bulunmuştur. Ancak Zerdine fantomu için literatürde bizim çalışmamızın dışında başka bir çalışmaya rastlanmamıştır. Karşılaştırma için, önceki yayınımda [158] elde edilen kırılma indisi üzerinden bir değerlendirme yapılabilir. Zerdine fantomunun daha önceki çalışmamızda homojen ortam ölçüm yöntemi kullanılarak 635 nm 'de kırılma indisi 1.99 ± 0.41 olarak bulunmuştu. Bu değer, $1,58$ ile $2,4$ arasında bir kırılma indisine karşılık gelmektedir. Ancak spektrometre yöntemi ile yapılan bu çalışmada Zerdine için bulunan kırılma indisi $2,36$ ile $2,48$ arasındadır, ancak bu son çalışma $444,04 \text{ nm} \pm 46,96 \text{ nm}$ dalga boylarında değerlendirilmelidir. Dolayısıyla kırılma indisi değerlerinde az da olsa bir örtüşme olduğu söylenebilir.

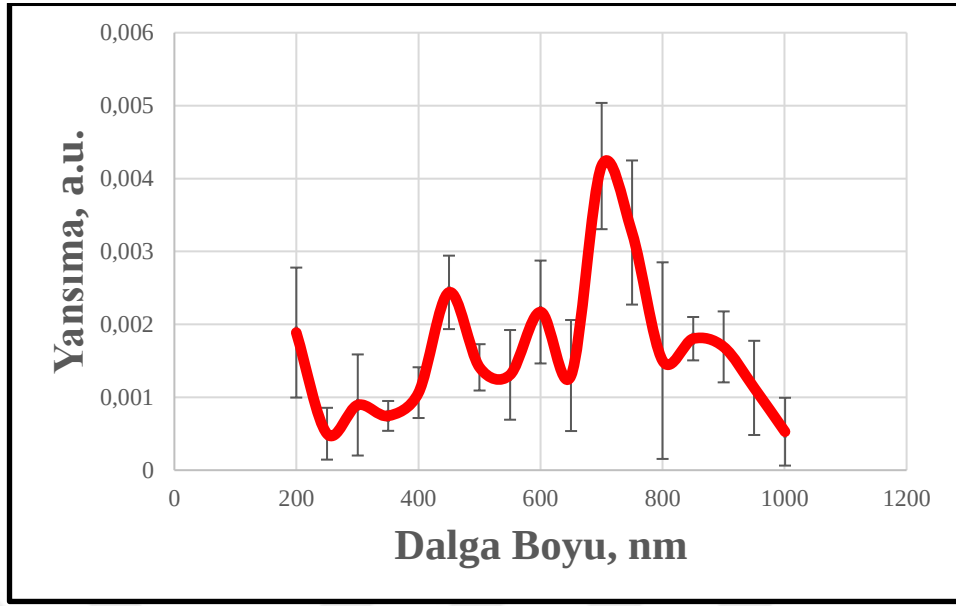
Ayrıca, tez çalışmasında agar bazlı IEC fantomunun makroskobik ve mikroskopik optik parametreleri de incelenmiştir. Agar bazlı IEC fantomu için tespit edilen makroskobik optik parametreler aşağıda belirsizlik değerleri ile birlikte Şekil 4. 40 ile Şekil 4.44 arasında verilmiştir.



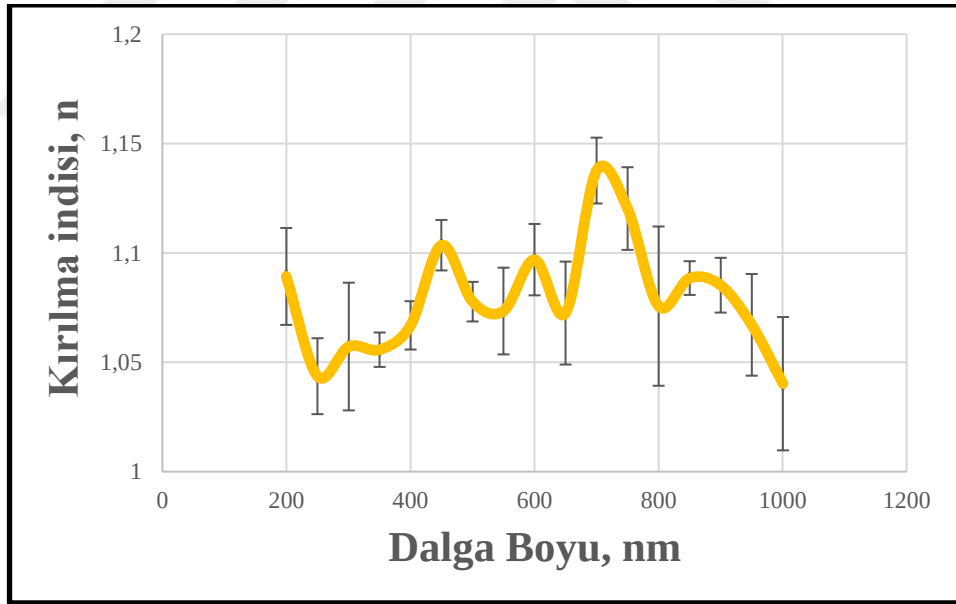
Şekil 4.40: IEC fantomunun absorbans grafiği.



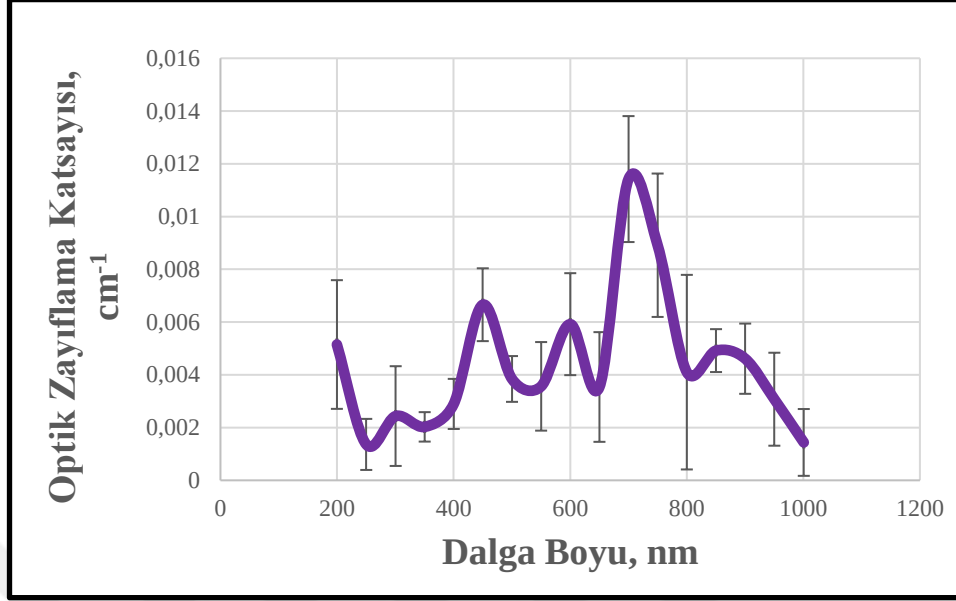
Şekil 4.41: IEC fantomunun geçirgenlik grafiği.



Şekil 4.42: IEC fantomunun yansıma grafiği.

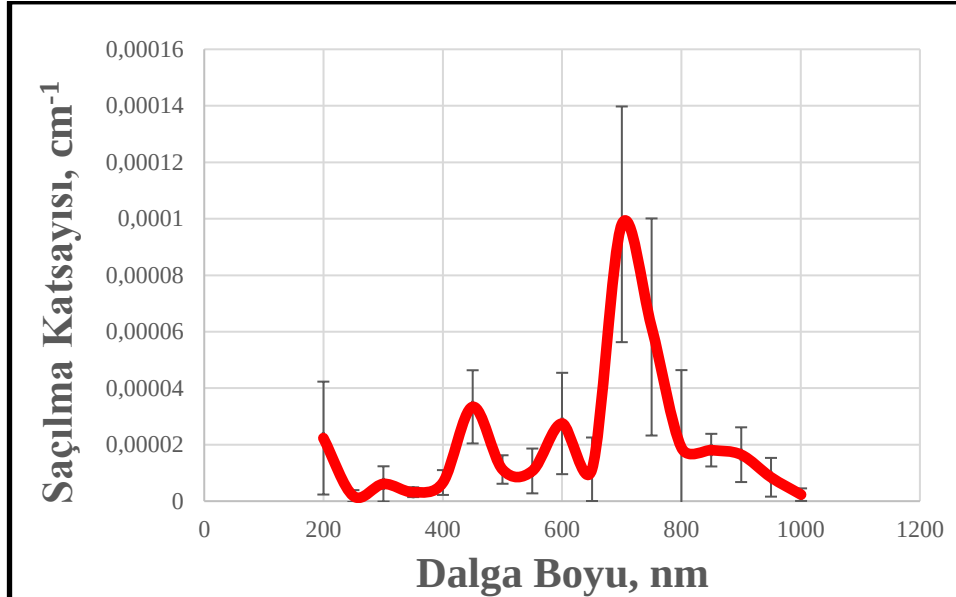


Şekil 4.43: IEC fantomunun kırılma indisi grafiği.

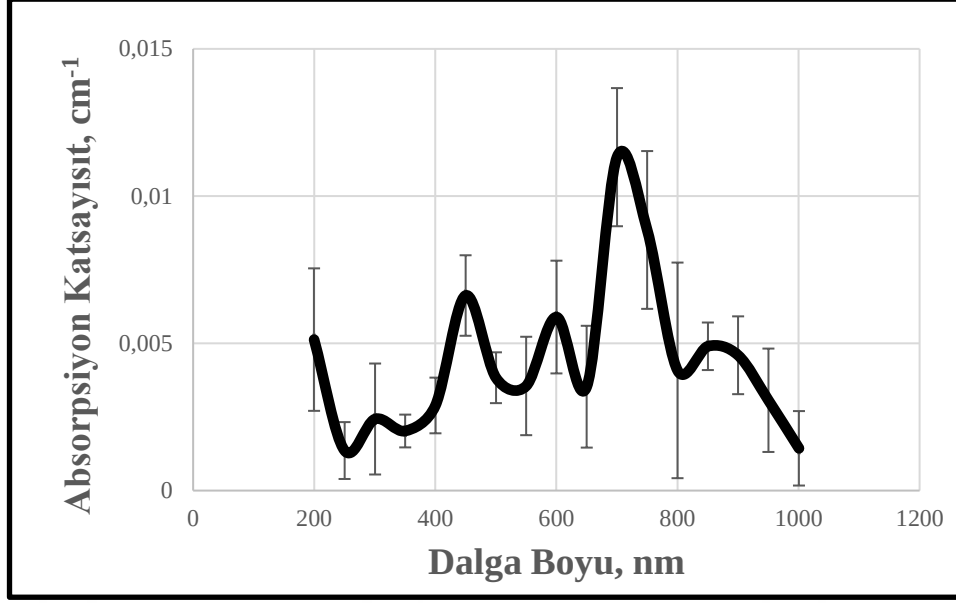


Şekil 4.44: IEC fantomunun optik zayıflama katsayısı grafiği.

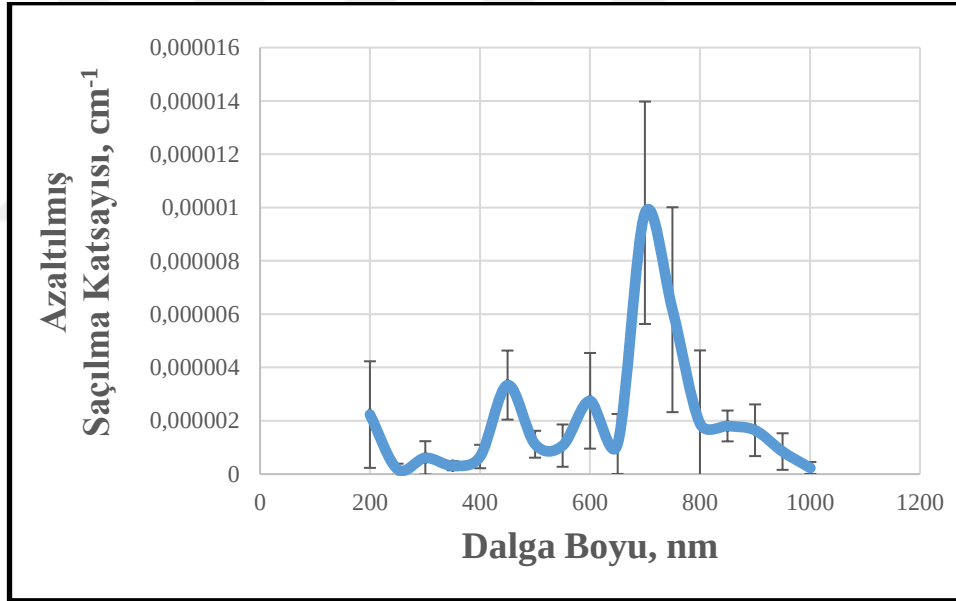
Agar bazlı IEC fantomu için tespit edilen mikroskopik optik parametreler aşağıda belirsizlik değerleri ile birlikte Şekil 4.45 ile Şekil 4.47 arasında verilmiştir.



Şekil 4.45: IEC fantomunun saçılma katsayısı grafiği.



Şekil 4.46: IEC fantomunun absorpsiyon katsayısı grafiği.



Şekil 4.47: IEC fantomunun azaltılmış saçılma katsayısı grafiği.

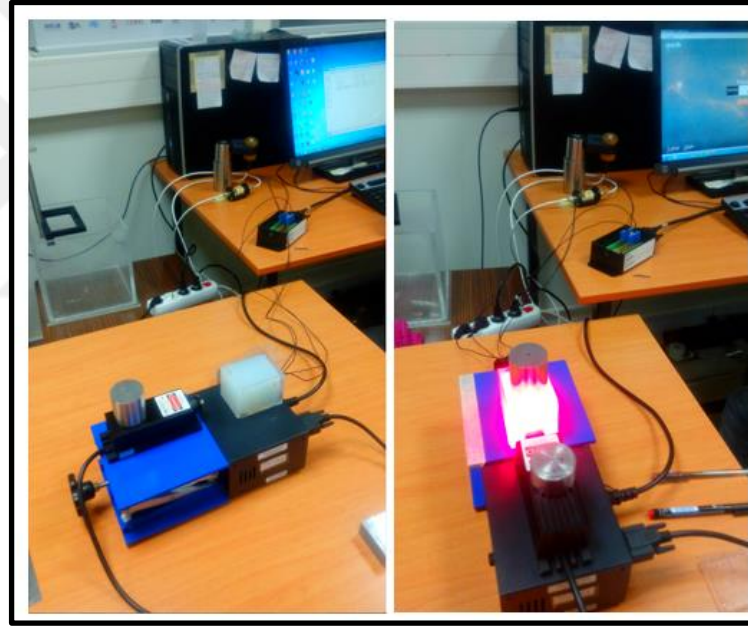
4.3. Lazer ile Yapılan Sıcaklık Ölçümleri

635 nm kırmızı renkli katı-hal diyot lazer ile agar, Zerdine ve kas fantomları kullanılarak DBK83 ve UME MEDMET isimli iki farklı sıcaklık ölçüm sisteminde iç sıcaklık ölçümleri ve termal kamera kullanılarak yüzey sıcaklığı ölçümleri yapılmıştır.

DBK83 sıcaklık ölçüm sisteminde T tipi ısıl çift, UME MEDMET sıcaklık ölçüm sisteminde ise NTC tipi termistör sıcaklık sensörü kullanılmıştır.

4.3.1. Lazer ile Agar Fantomu Üzerinde Yapılan İç Sıcaklık Ölçümleri

635 nm kırmızı renkli katı-hal diyot lazer ile agar fantomu üzerinde yapılan iç sıcaklık ölçümlerinde farklı sürelerde (20, 40, 60 ve 80 s) ve fantom yüzeyinden itibaren farklı mesafelerde (0; 0,5 cm; 1 cm; 1,5 cm; 2 cm ve 2,5 cm) fantom içindeki ısıl çiftlerden sıcaklık ölçümleri alınmıştır. Şekil 4.48 lazer açılmadan ve lazer açıldıktan sonraki agar fantomu üzerindeki ölçüm anlarını göstermektedir.

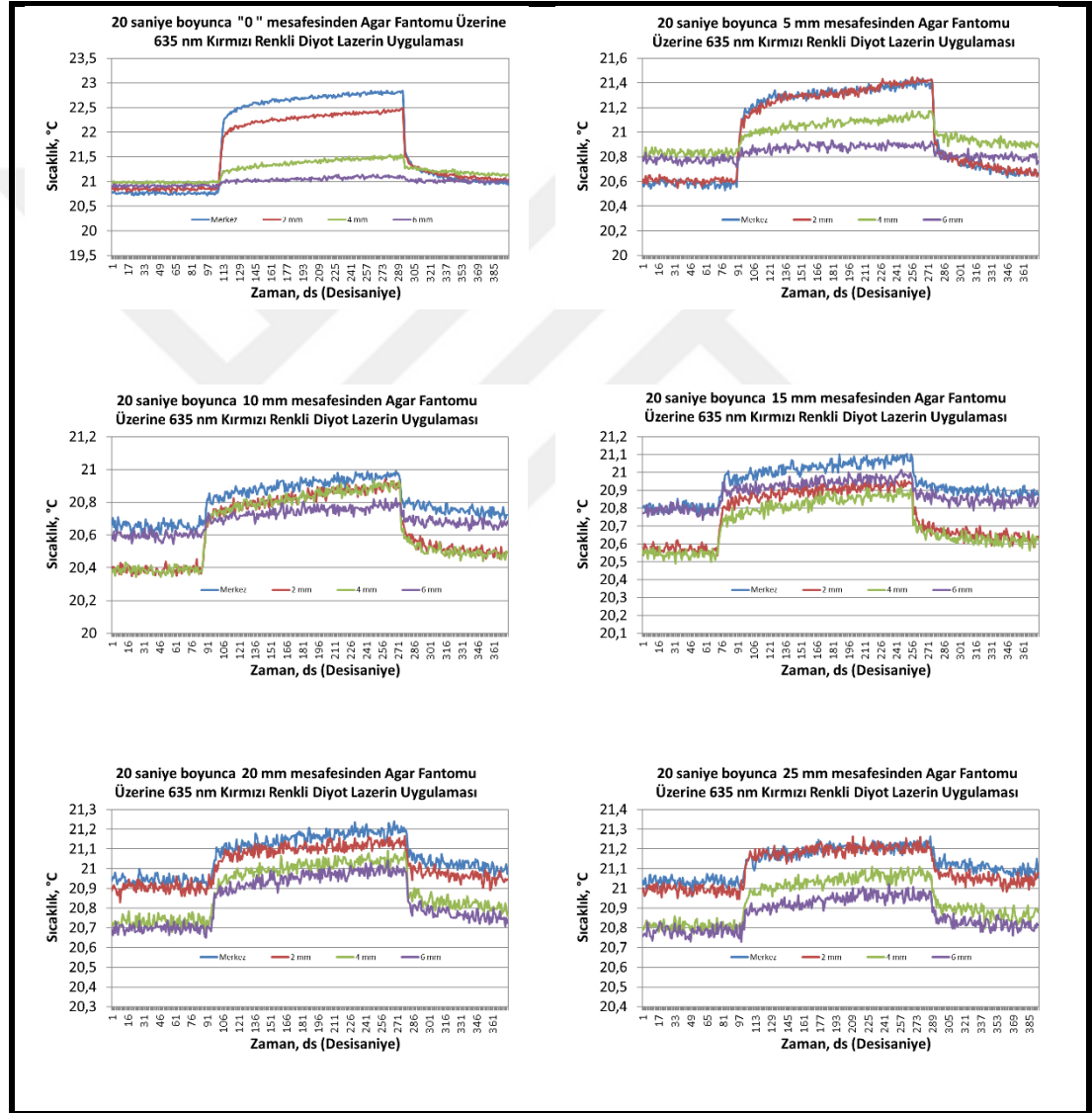


Şekil 4.48: Deney sırasında kap içinde bulunan agar fantomu ve lazer aktif haldeyken agar fantomu içinden ısıl çiftler ile alınan sıcaklık ölçümleri.

4.3.1.1. DBK83 Sıcaklık Ölçüm Sistemi ile Agar Fantomu Üzerinde Yapılan İç Sıcaklık Ölçümleri

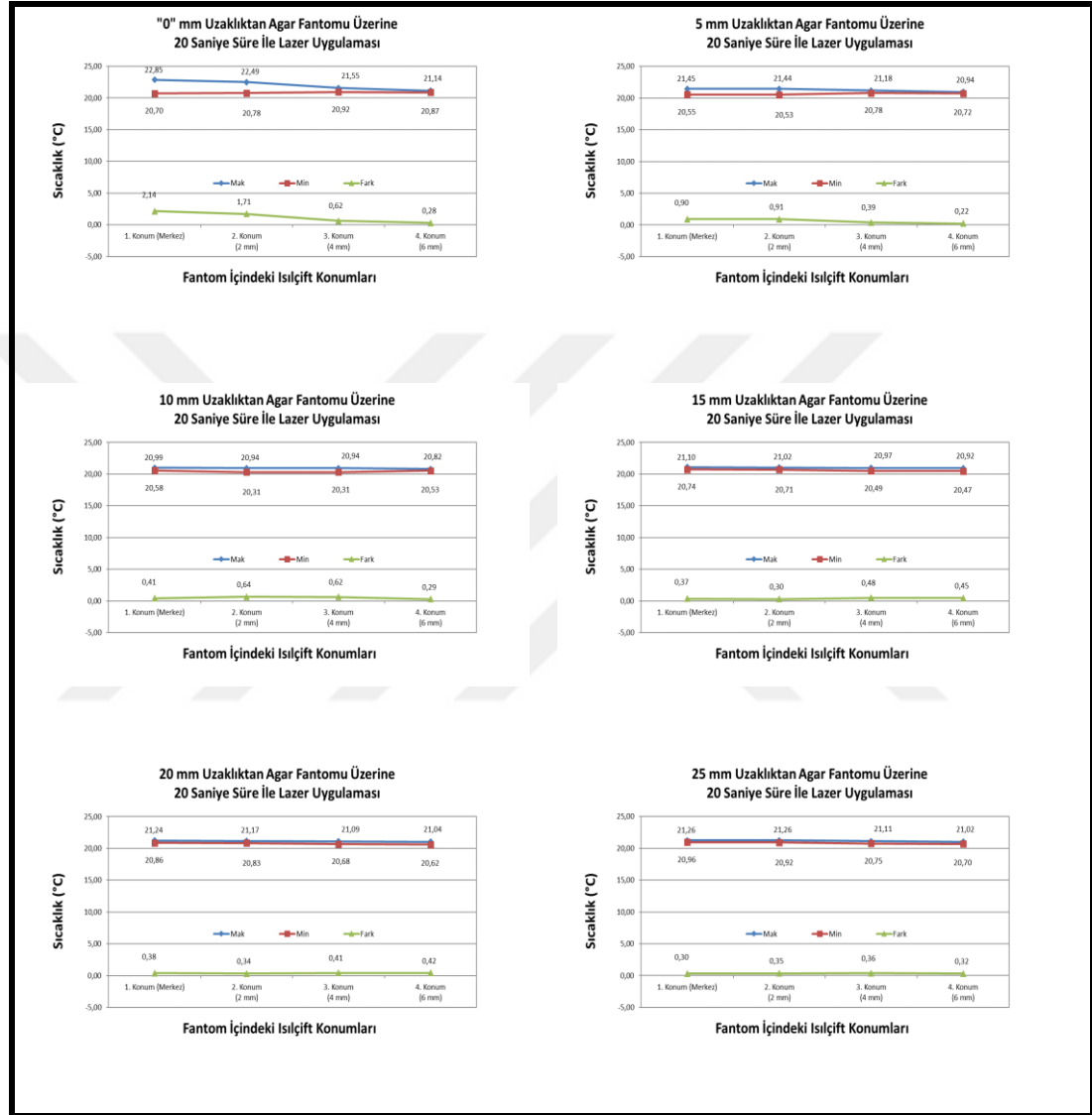
Agar fantomunda lazer ile DBK83 sıcaklık ölçüm sistemi kullanılarak yapılan iç sıcaklık ölçümleri sonuçları bu bölümde grafikler halinde verilmiştir.

Aşağıda Şekil 4.49'da 20 saniye boyunca agar fantomu üzerine farklı mesafelerden 635 nm kırmızı lazer uygulandığında ölçülen sıcaklıklara ait grafikler bulunmaktadır.



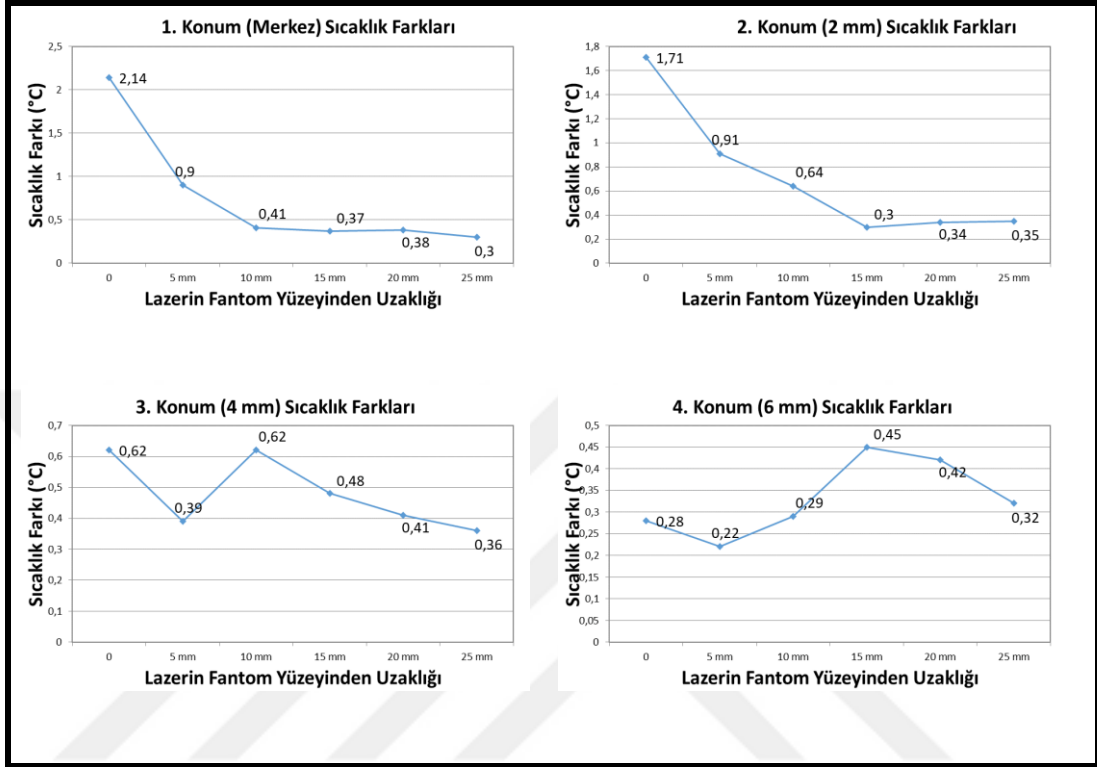
Şekil 4.49: 20 saniye boyunca agar fantomu 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.

Aşağıda Şekil 4.50’de 20 saniye boyunca agar fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farklarına ait grafikler bulunmaktadır.



Şekil 4.50: 20 saniye boyunca agar fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.

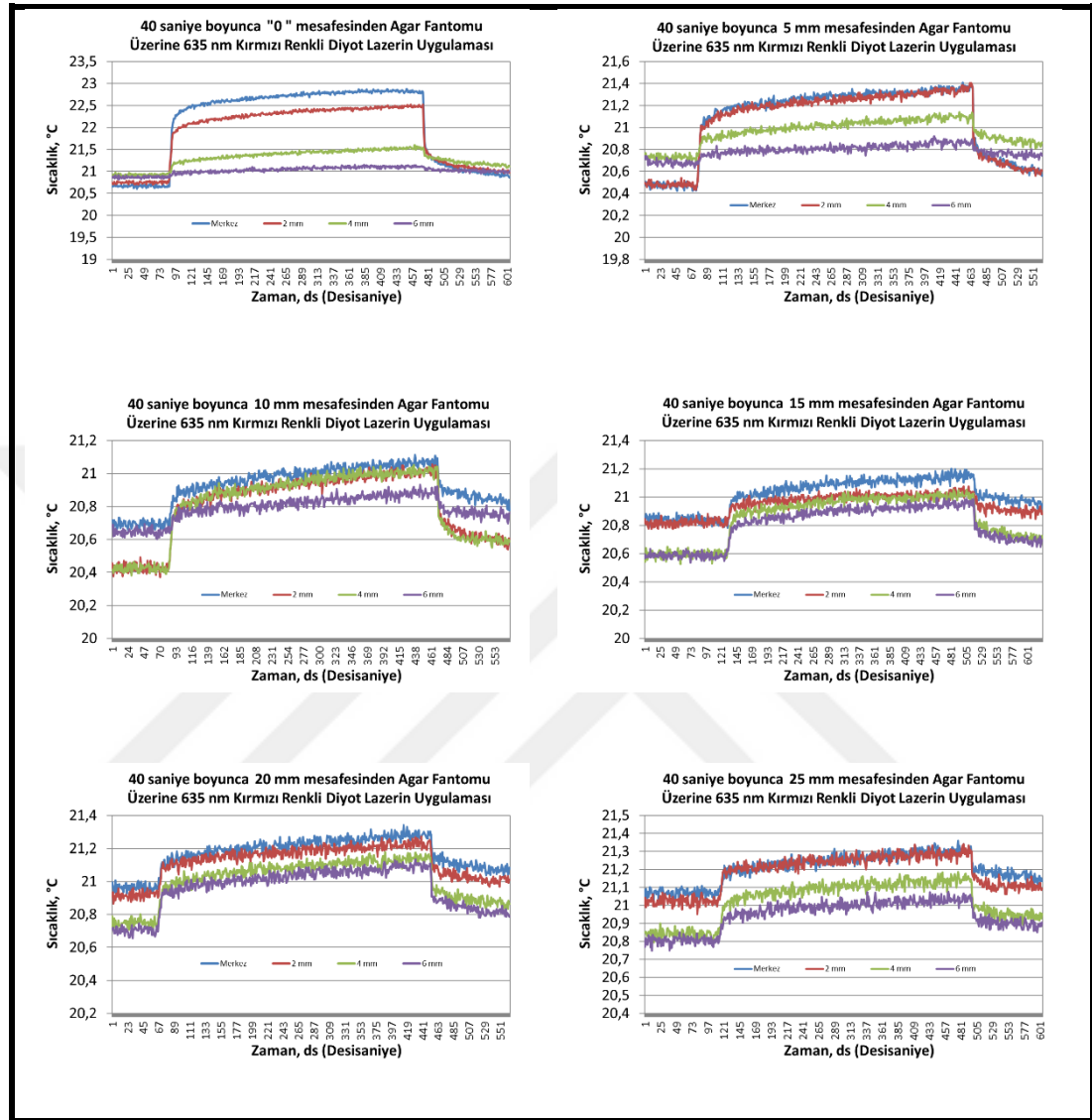
Isıl çiftlerin agar fantomu içindeki konumlarına göre 20 saniye boyunca ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farklarının grafiklerini çizdiğimizde aşağıda Şekil 4.51'deki grafikleri elde etmekteyiz.



Şekil 4.51: 20 saniye boyunca agar fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.

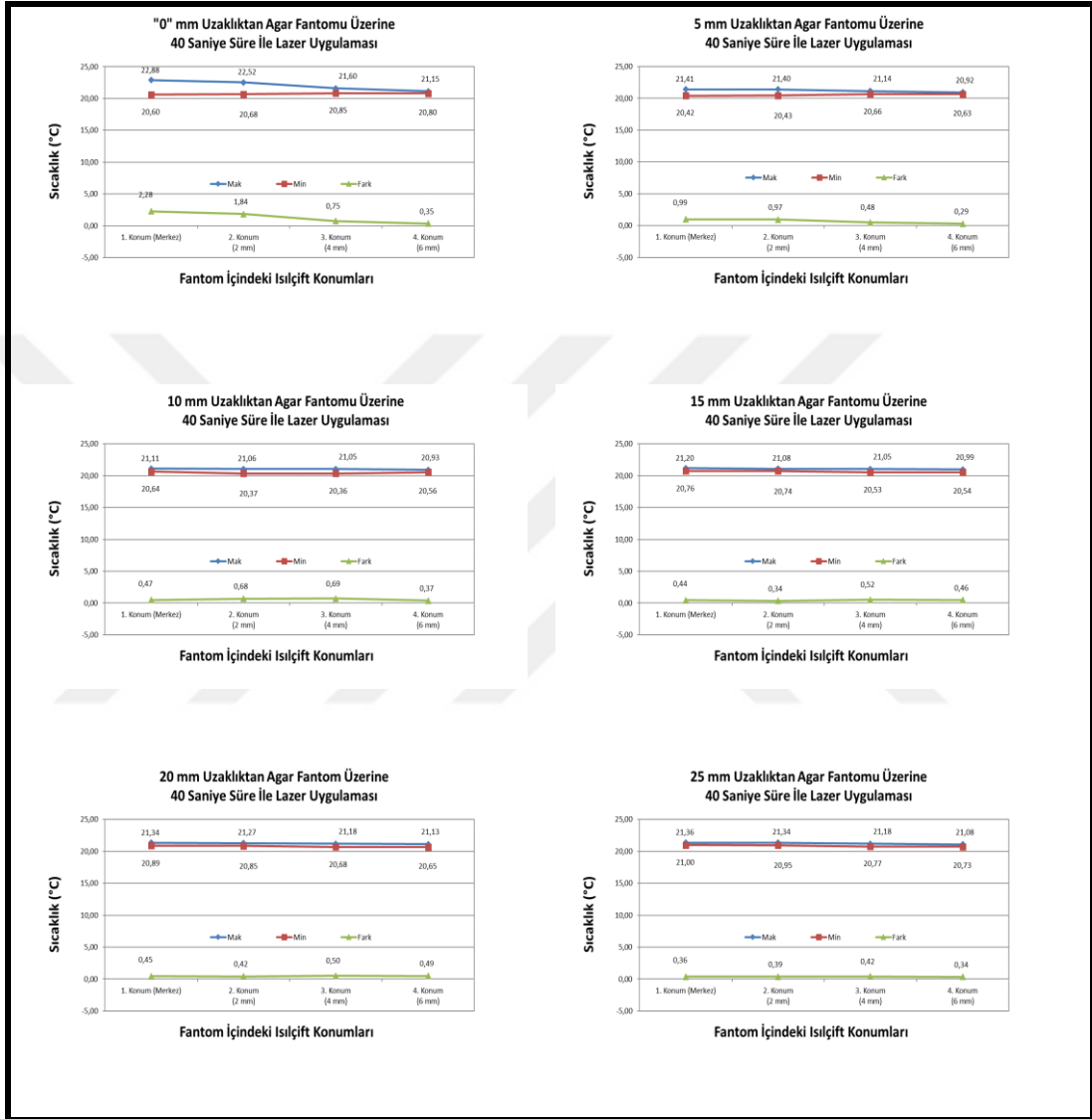
Grafiklerden de görüleceği üzere 20 saniye boyunca agar fantomu üzerinde lazer tarafından oluşturulan sıcaklık, en fazla 2,14 °C'lik bir sıcaklık artışı yaratarak yaklaşık 23 °C'ye çıkmaktadır. Bu sıcaklık değerleri 45 °C'nin altında olduğu için dokular üzerinde güvenlidir.

Aşağıda Şekil 4.52’de 40 saniye boyunca agar fantomu üzerine farklı mesafelerden 635 nm kırmızı lazer uygulandığında ölçülen sıcaklıklara ait grafikler bulunmaktadır.



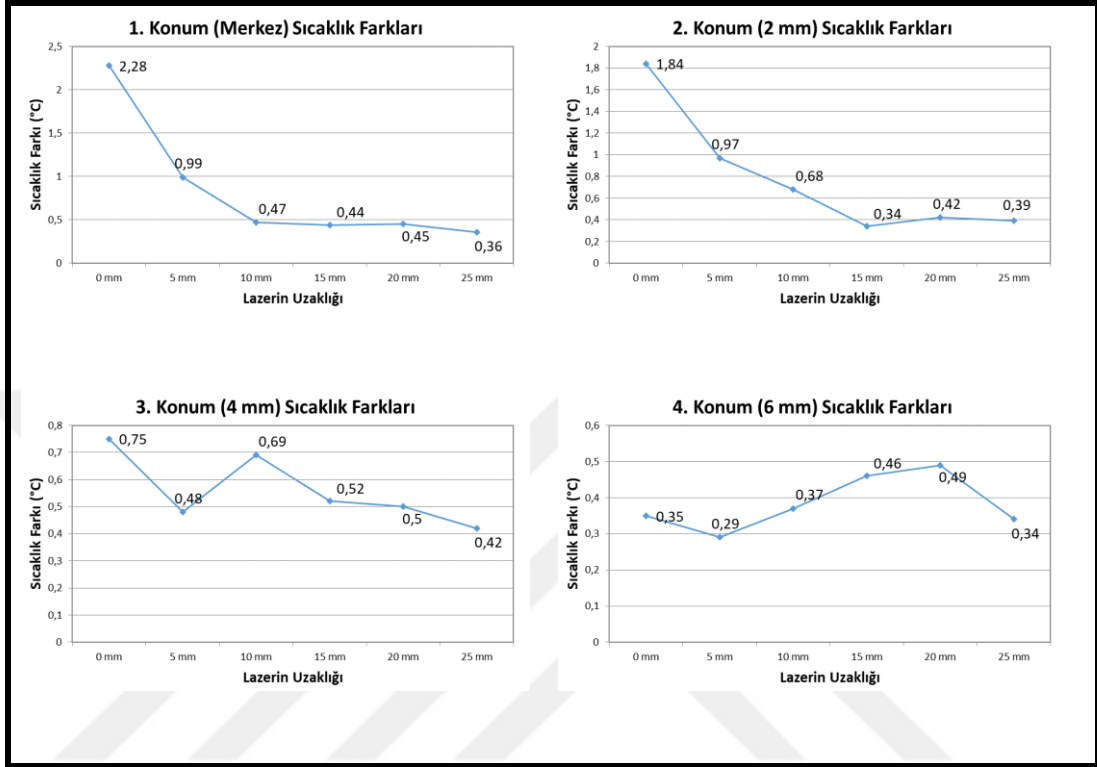
Şekil 4.52: 40 saniye boyunca agar fantomu üzerine 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.

Aşağıda Şekil 4.53'te 40 saniye boyunca agar fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farklarına ait grafikler bulunmaktadır.



Şekil 4.53: 40 saniye boyunca agar fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.

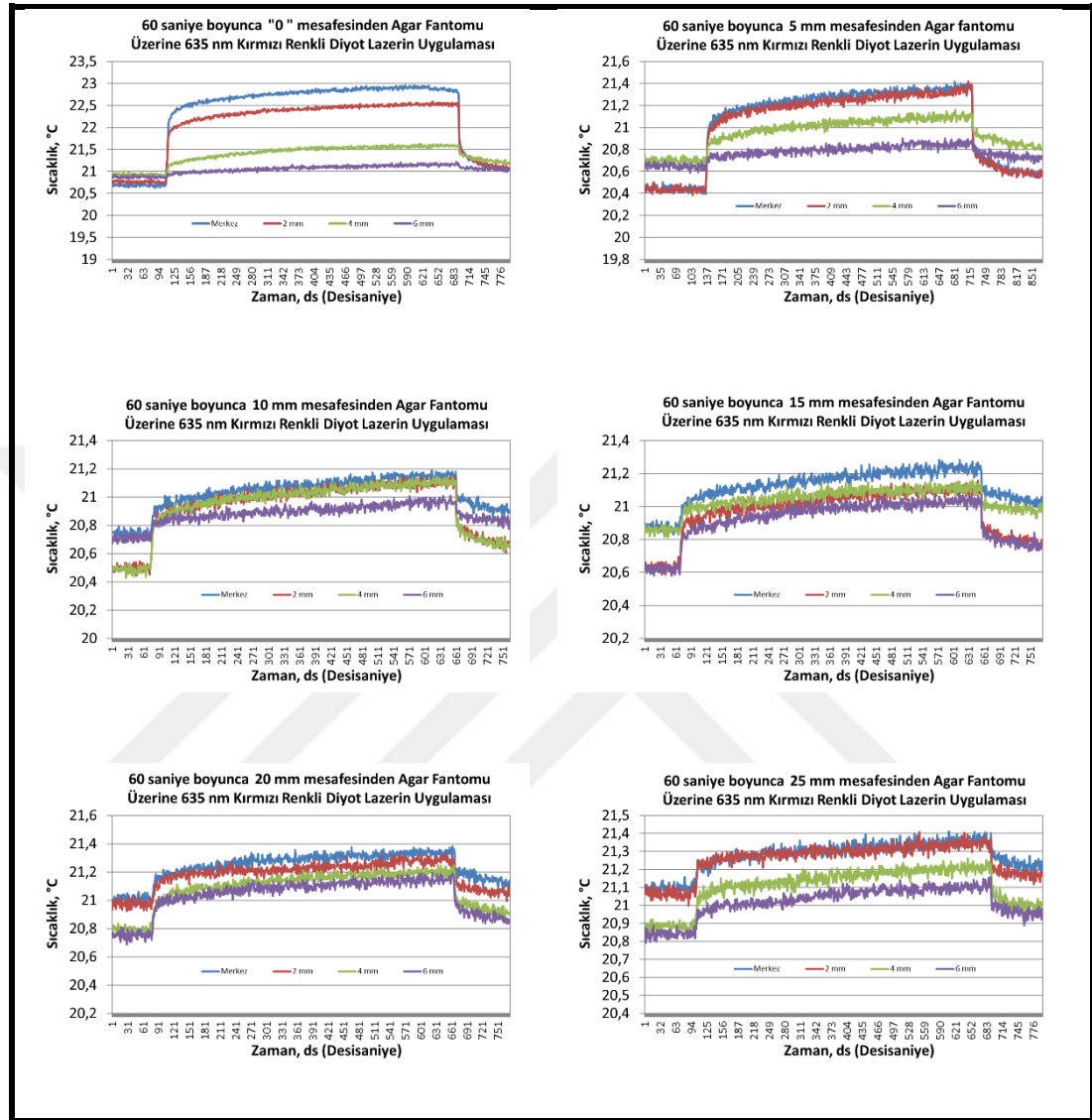
Isıl çiftlerin agar fantomu içindeki konumlarına göre 40 saniye boyunca ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farklarının grafiklerini çizdiğimizde aşağıda Şekil 4.54'teki grafikleri elde etmekteyiz.



Şekil 4.54: 40 saniye boyunca agar fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.

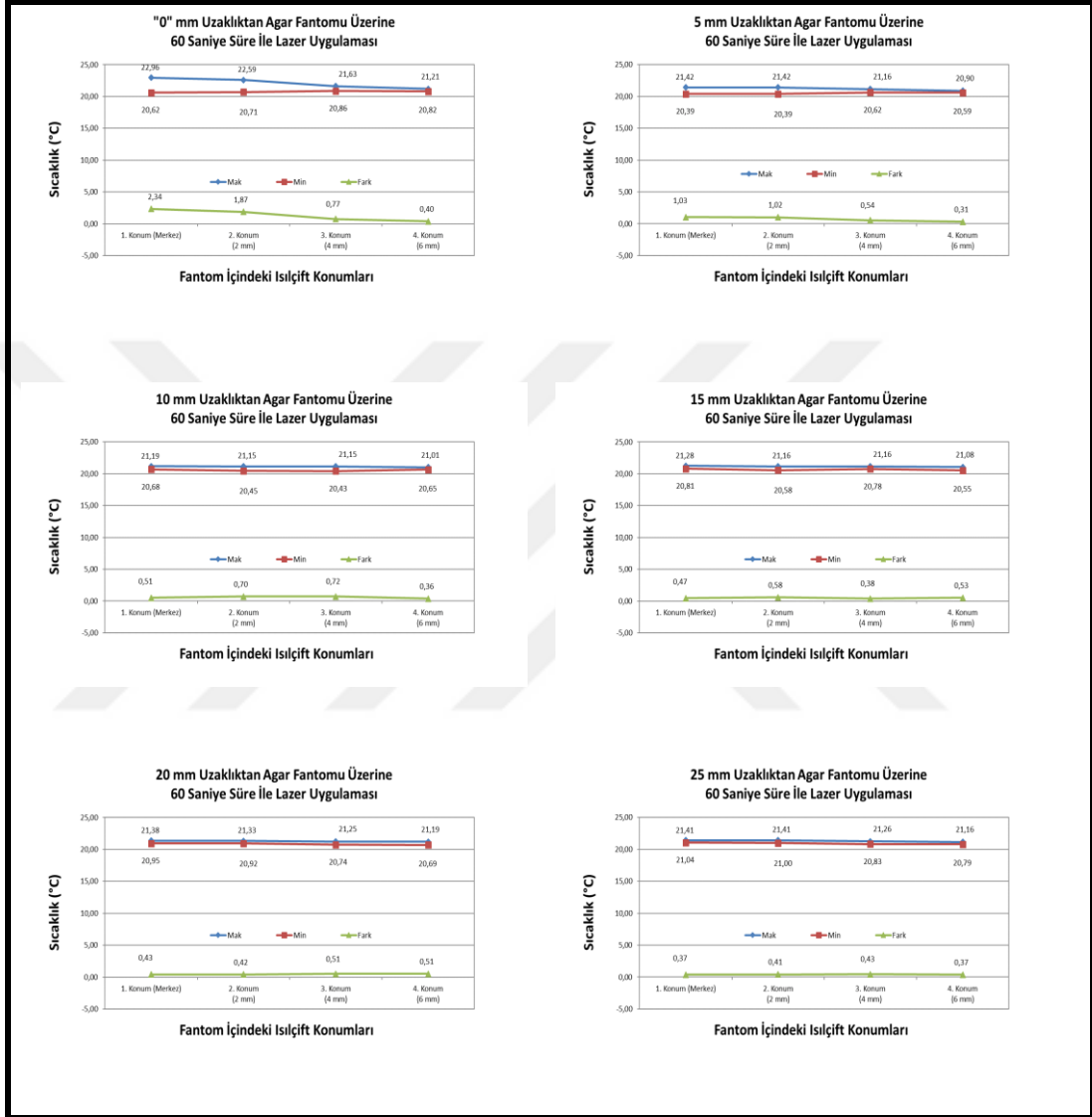
Grafiklerden de görüleceği üzere 40 saniye boyunca agar fantomu üzerinde lazer tarafından oluşturulan sıcaklık, en fazla 2,28 °C'lik bir sıcaklık artışı yaratarak yaklaşık 23 °C'ye çıkmaktadır. Bu sıcaklık değerleri 45 °C'nin altında olduğu için dokular üzerinde güvenlidir.

Aşağıda Şekil 4.55'te 60 saniye boyunca agar fantomu üzerine farklı mesafelerden 635 nm kırmızı lazer uygulandığında ölçülen sıcaklıklara ait grafikler bulunmaktadır.



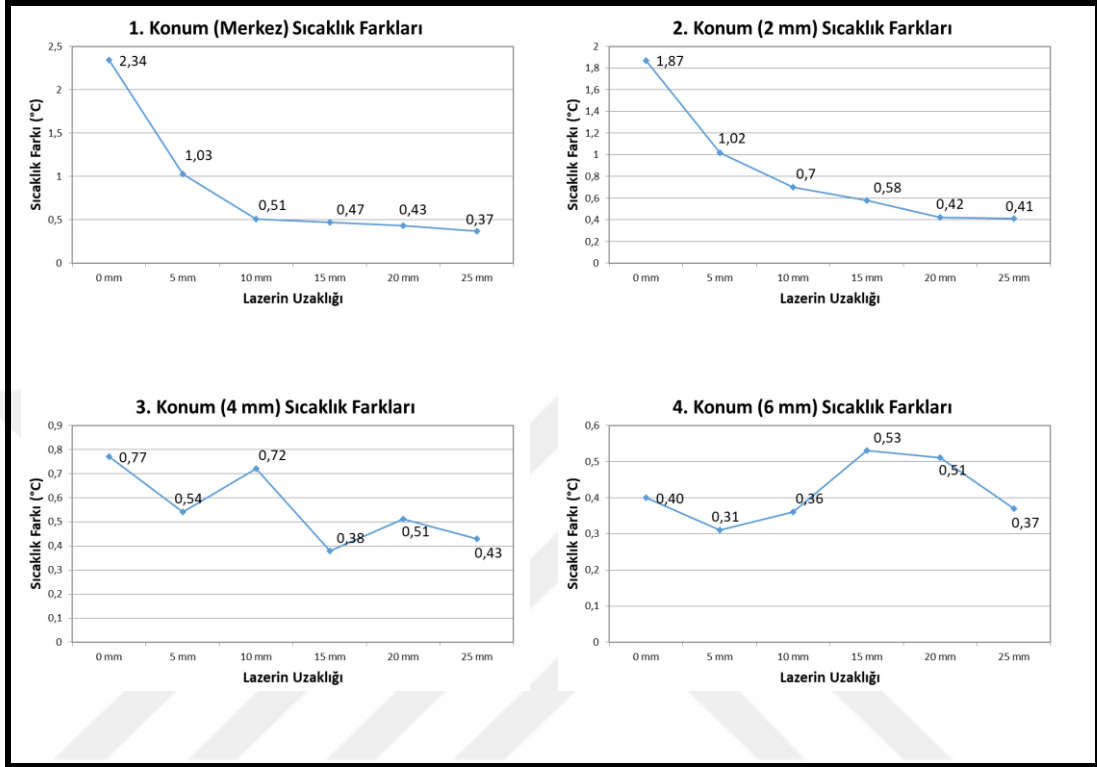
Şekil 4.55: 60 saniye boyunca agar fantomu üzerine 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.

Aşağıda Şekil 4.56’da 60 saniye boyunca agar fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farklarına ait grafikler bulunmaktadır.



Şekil 4.56: 60 saniye boyunca agar fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.

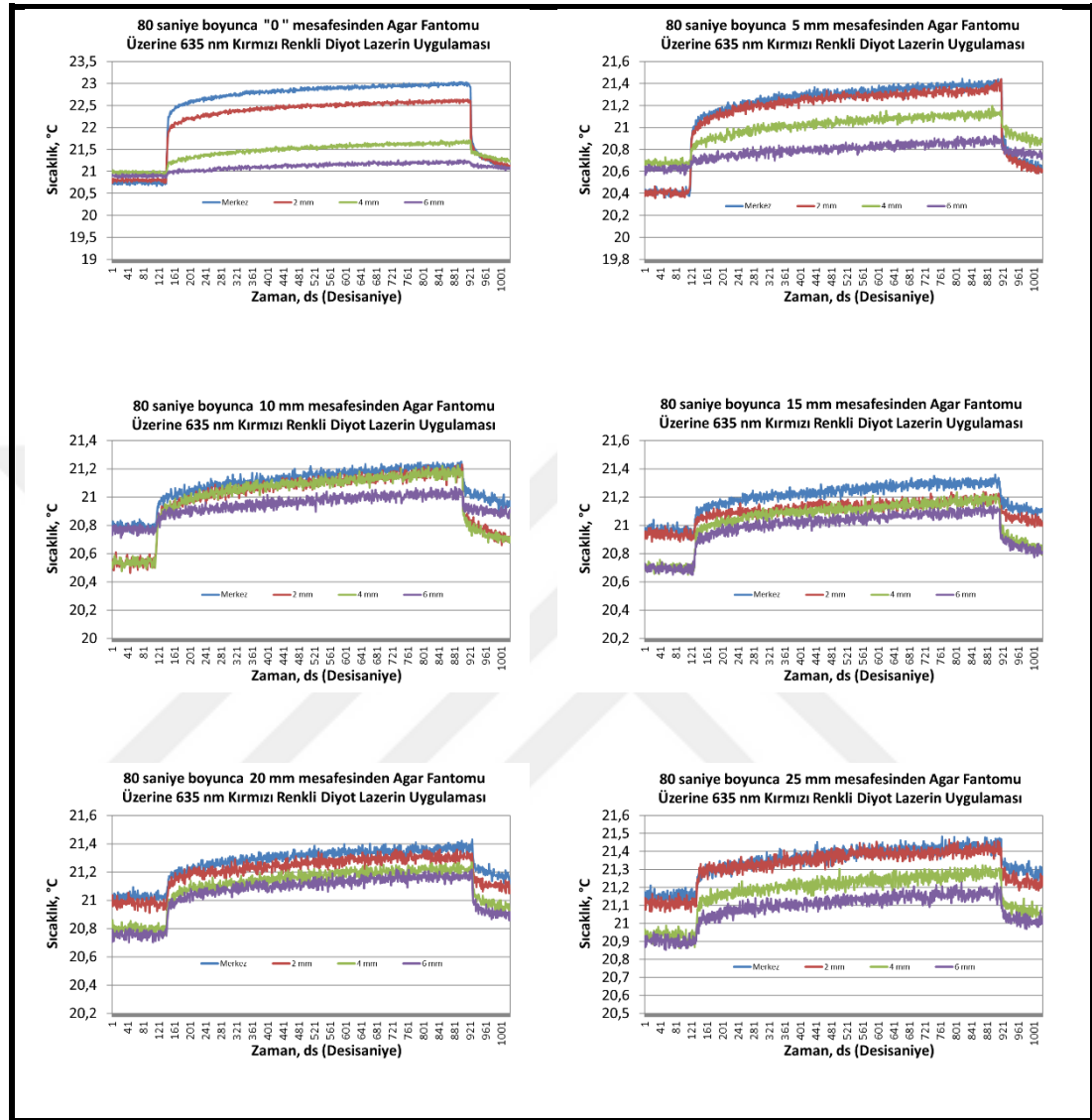
Isıl çiftlerin agar fantomu içindeki konumlarına göre 60 saniye boyunca ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farklarının grafiklerini çizdiğimizde aşağıda Şekil 4.57'deki grafikleri elde etmekteyiz.



Şekil 4.57: 60 saniye boyunca agar fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.

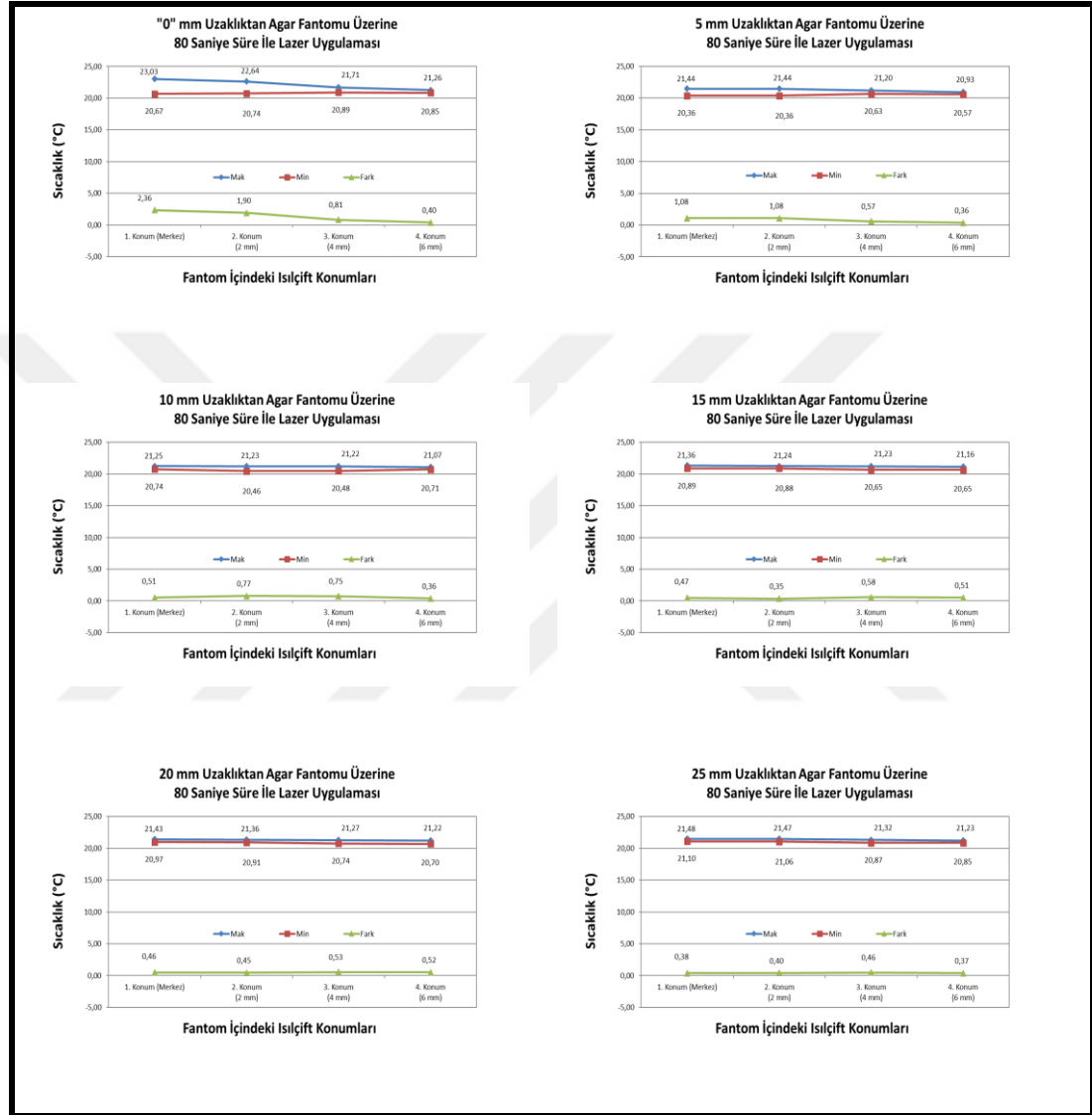
Grafiklerden de görüleceği üzere 60 saniye boyunca agar fantomu üzerinde lazer tarafından oluşturulan sıcaklık, en fazla 2,34 °C'lik bir sıcaklık artışı yaratarak yaklaşık 23 °C'ye çıkmaktadır. Bu sıcaklık değerleri 45 °C'nin altında olduğu için dokular üzerinde güvenlidir.

Aşağıda Şekil 4.58’de 80 saniye boyunca agar fantomu üzerine farklı mesafelerden 635 nm kırmızı lazer uygulandığında ölçülen sıcaklıklara ait grafikler bulunmaktadır.



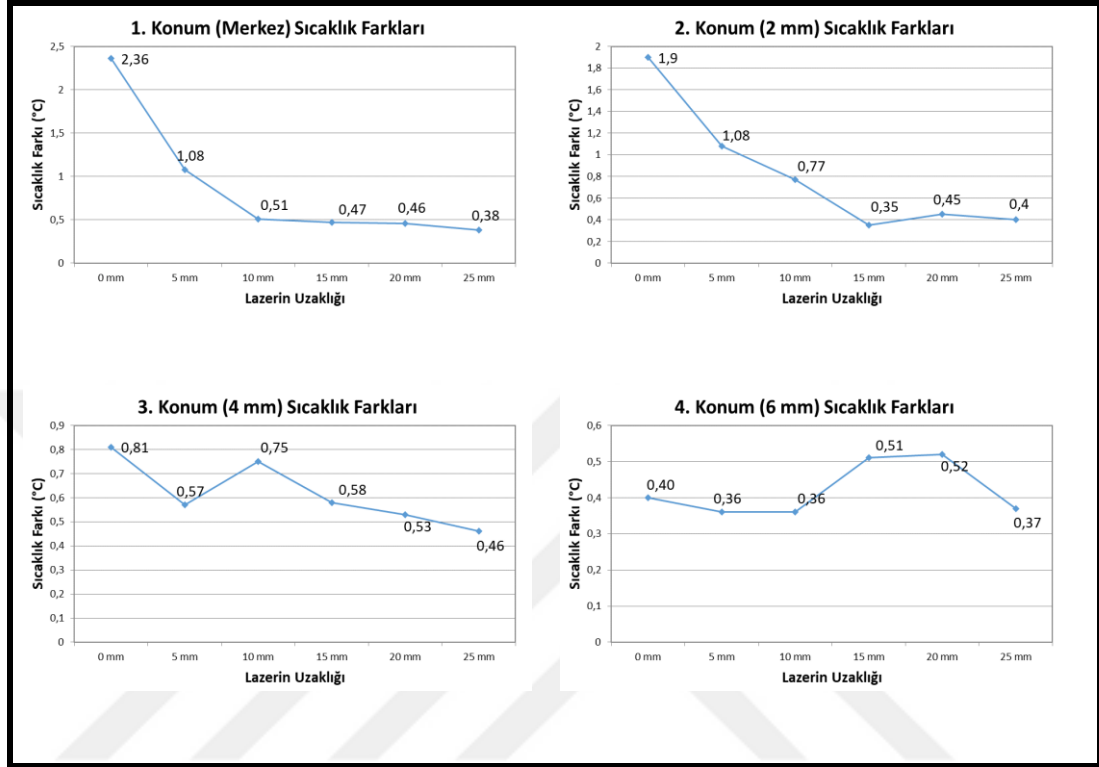
Şekil 4.58: 80 saniye boyunca agar fantomu üzerine 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.

Aşağıda Şekil 4.59’da 80 saniye boyunca agar fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farklarına ait grafikler bulunmaktadır.



Şekil 4.59: 80 saniye boyunca agar fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.

Isıl çiftlerin agar fantomu içindeki konumlarına göre 80 saniye boyunca ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farklarının grafiklerini çizdiğimizde aşağıda Şekil 4.60'daki grafikleri elde etmekteyiz.

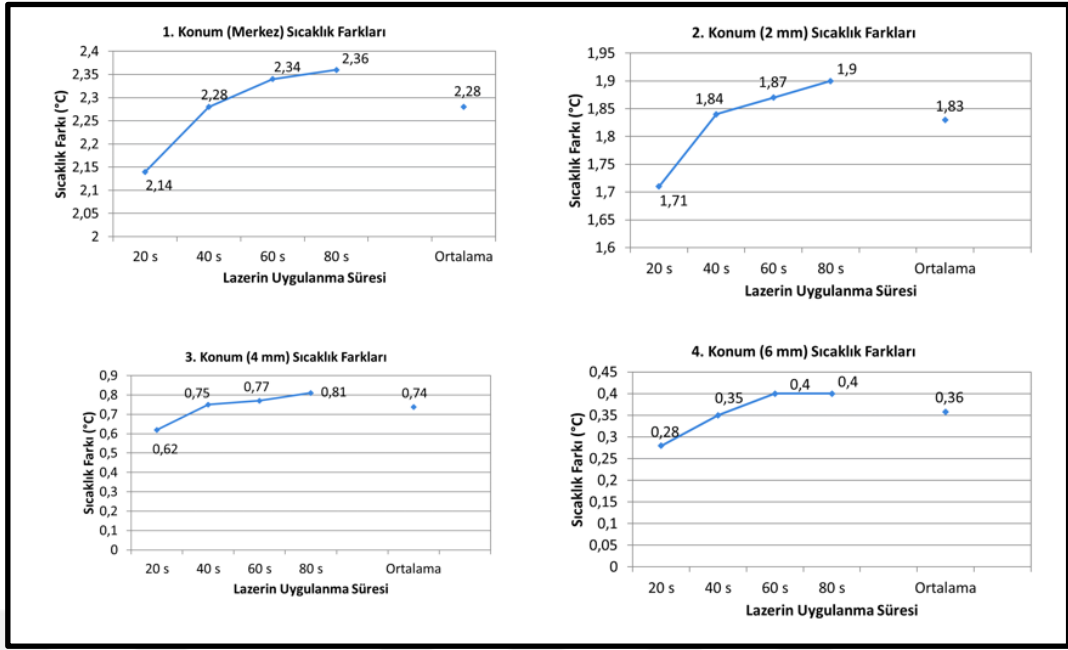


Şekil 4.60: 80 saniye boyunca agar fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.

Grafiklerden de görüleceği üzere 80 saniye boyunca agar fantomu üzerinde lazer tarafından oluşturulan sıcaklık, en fazla 2,36 °C'lik bir sıcaklık artışı yaratarak yaklaşık 23 °C'ye çıkmaktadır. Bu sıcaklık değerleri 45 °C'nin altında olduğu için dokular üzerinde güvenlidir.

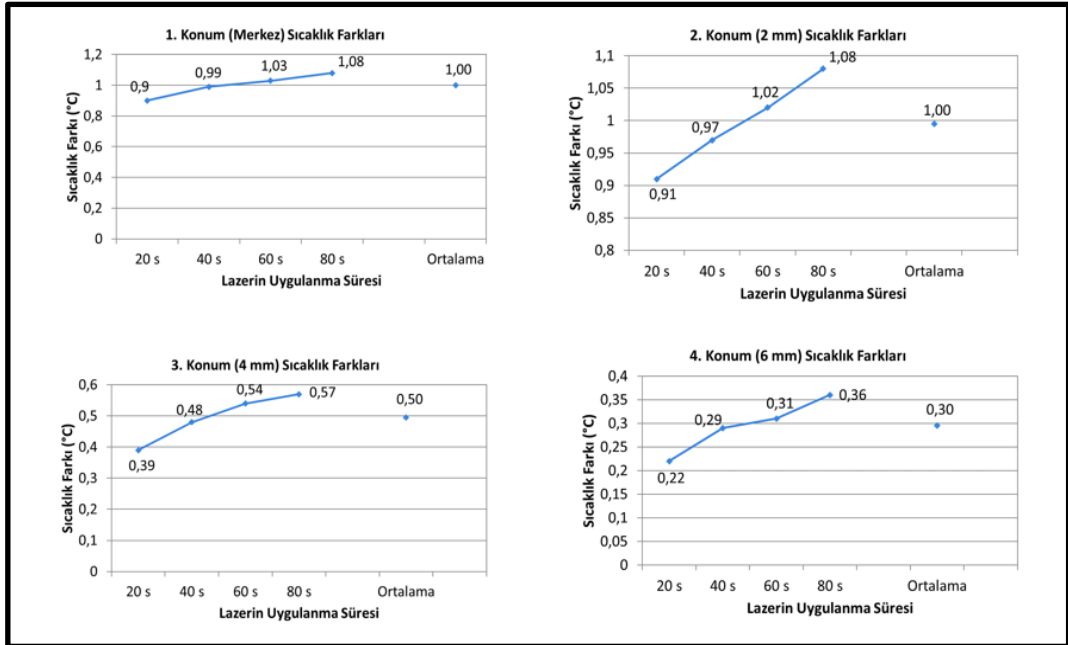
Farklı mesafelere göre farklı sürelerde de bu grafikleri çizdirdiğimizde daha anlaşılır grafikler elde etmek mümkün hale gelmektedir.

Örneğin sıfır konumunda, yani lazer ile fantom kontak halindeyken, fantom yüzeyinden 15 mm içeride olan ısı çiftleri tarafından ölçülen sıcaklıkları aşağıda Şekil 4.61'deki gibi görmekteyiz.



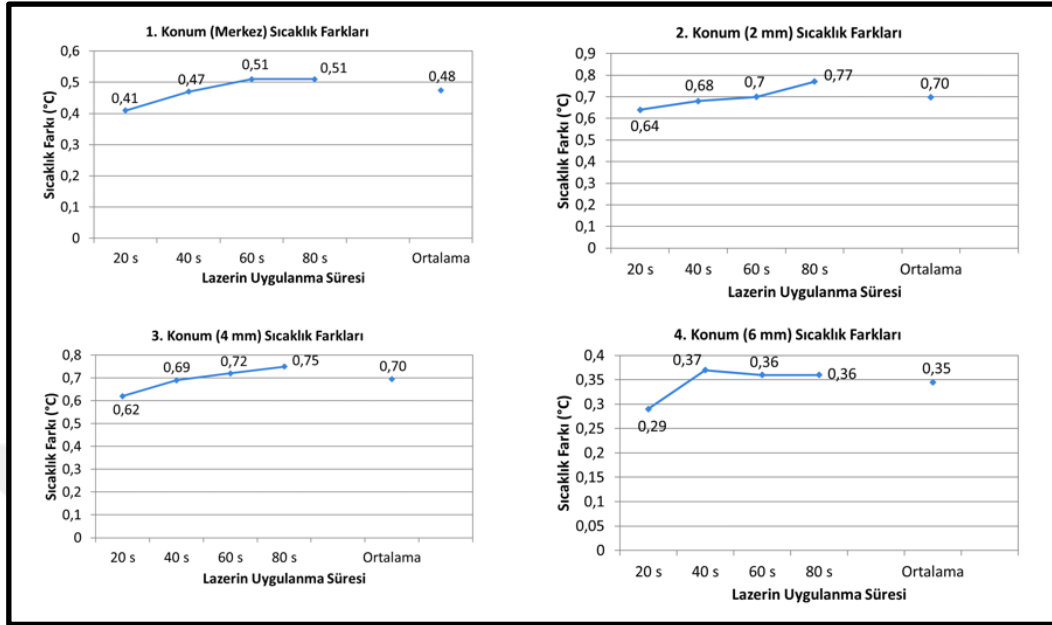
Şekil 4.61: Sıfır konumunda agar fantomu üzerinde ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.

Lazer ile agar fantomu arasındaki mesafe 5 mm iken bulunan sonuçlar aşağıda Şekil 4.62’de gösterildiği gibi çıkmıştır.



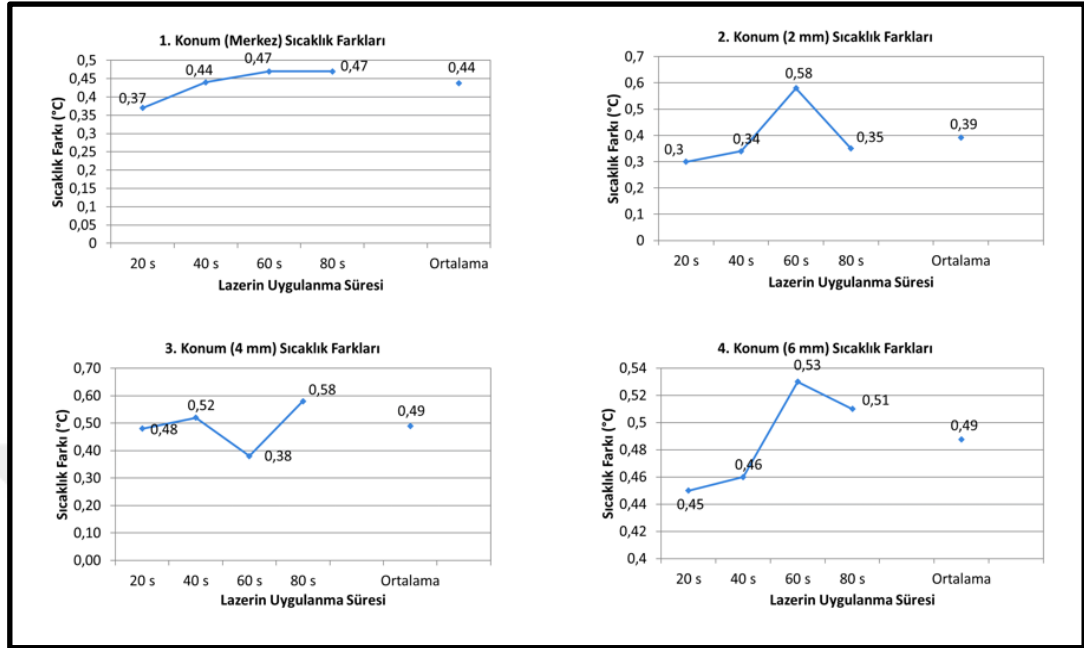
Şekil 4.62: Lazer ile agar fantomu arasındaki mesafe 5 mm iken ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.

Lazer ile agar fantomu arasındaki mesafe 10 mm iken bulunan sonuçlar aşağıda Şekil 4.63'te gösterildiği gibi çıkmıştır.



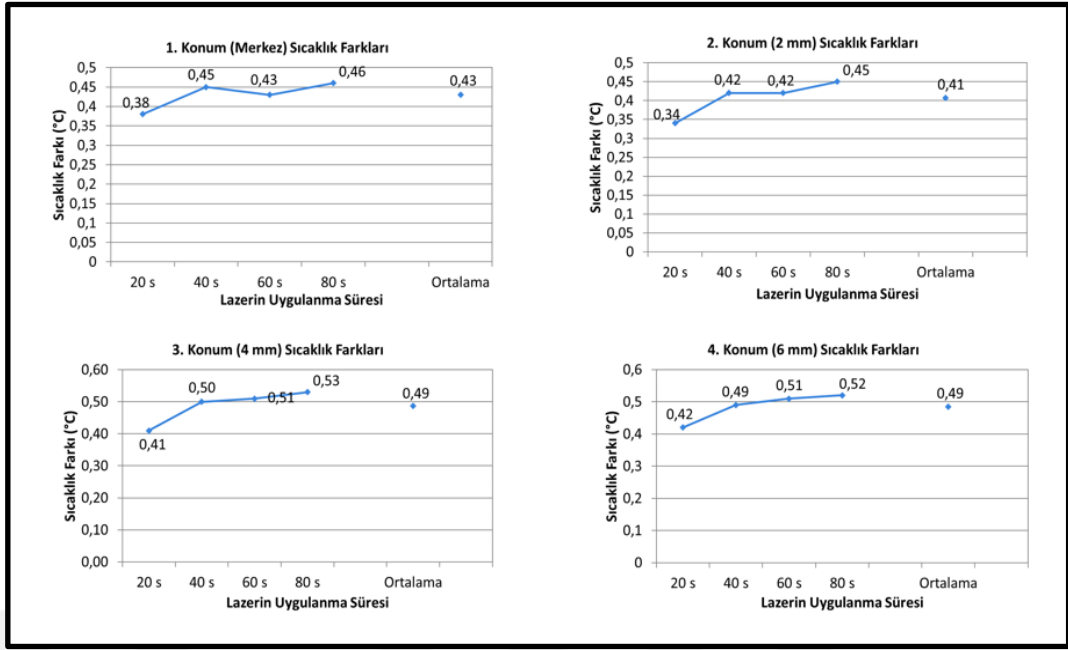
Şekil 4.63: Lazer ile agar fantomu arasındaki mesafe 10 mm iken ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.

Lazer ile agar fantomu arasındaki mesafe 15 mm iken bulunan sonuçlar aşağıda Şekil 4.64'te gösterildiği gibi çıkmıştır.



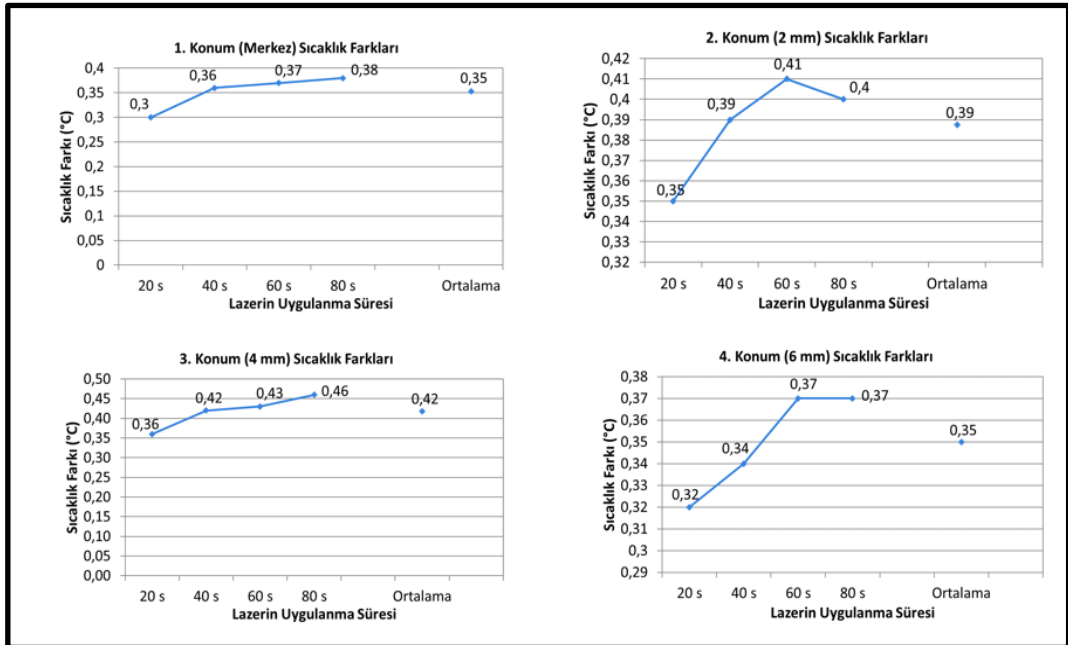
Şekil 4.64: Lazer ile agar fantomu arasındaki mesafe 15 mm iken ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.

Lazer ile agar fantomu arasındaki mesafe 20 mm iken bulunan sonuçlar Şekil 4.65'te gösterildiği gibi çıkmıştır.



Şekil 4.65: Lazer ile agar fantomu arasındaki mesafe 20 mm iken ısıtıcılar tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.

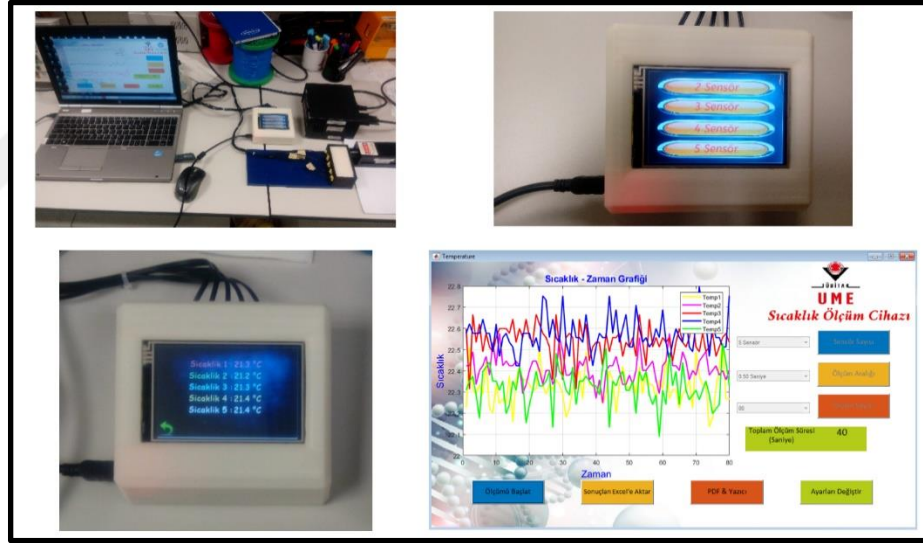
Lazer ile agar fantomu arasındaki mesafe 25 mm iken bulunan sonuçlar Şekil 4.66'de gösterildiği gibi çıkmıştır.



Şekil 4.66: Lazer ile agar fantomu arasındaki mesafe 25 mm iken ısıtıcılar tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.

4.3.1.2. MEDMET Sıcaklık Ölçüm Sistemi ile Agar Fantomu Üzerinde Yapılan İç Sıcaklık Ölçümleri

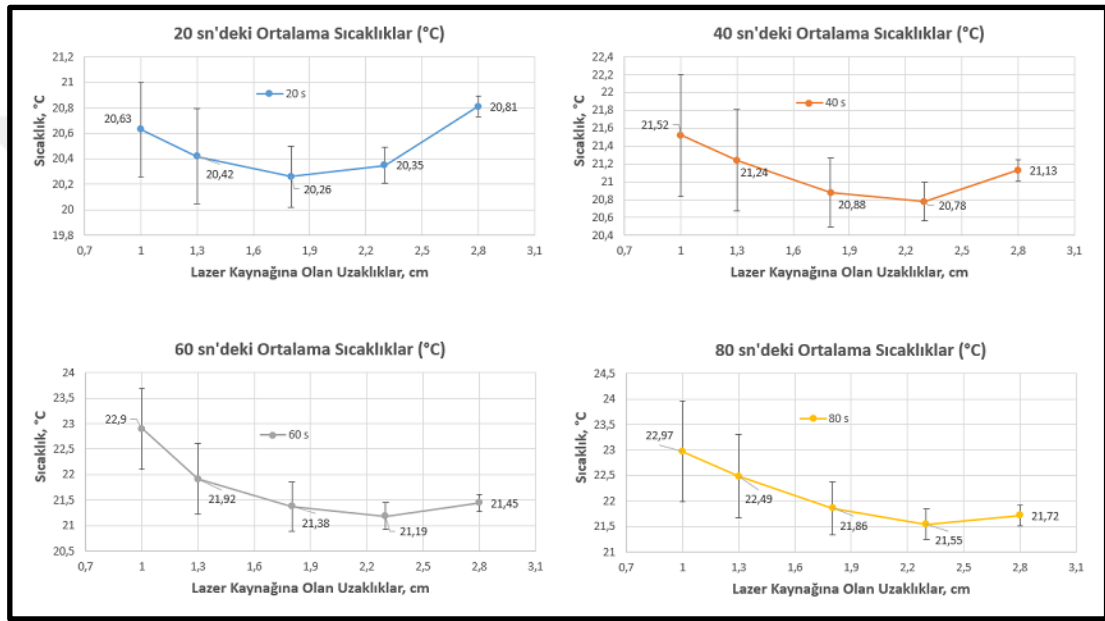
TÜBİTAK UME Medikal Metroloji Laboratuvarı'nda 10 k Ω NTC tipi termistör sıcaklık sensörüne sahip bir sıcaklık ölçüm cihazı geliştirilmiştir. Sıcaklık ölçüm cihazının dış kutusu Solidworks programında tasarlanmış ve fiziksel olarak Zaxe X1 + 3D yazıcı üzerine basılmıştır. Sıcaklık ölçüm cihazında 5 adet bağlanabilir 10 k Ω NTC tipi termistör sıcaklık sensörü bulunmaktadır. Sıcaklık ölçüm cihazı bilgisayara bağlanmakta ve enerjisini USB üzerinden sağlamaktadır. Sıcaklık ölçüm cihazındaki TFT dokunmatik ekranda veriler okunabilir ve komutlar girilebilir şekildedir. Sıcaklık ölçüm cihazı yazılımı arayüzünden ham veri olarak Excel'e aktarılabilir ve doğrudan TFD ekranından okunabilir durumdadır. Sıcaklık ölçüm cihazı, yazılım ve deney düzeneği aşağıda Şekil 4.67'de görülebilir.



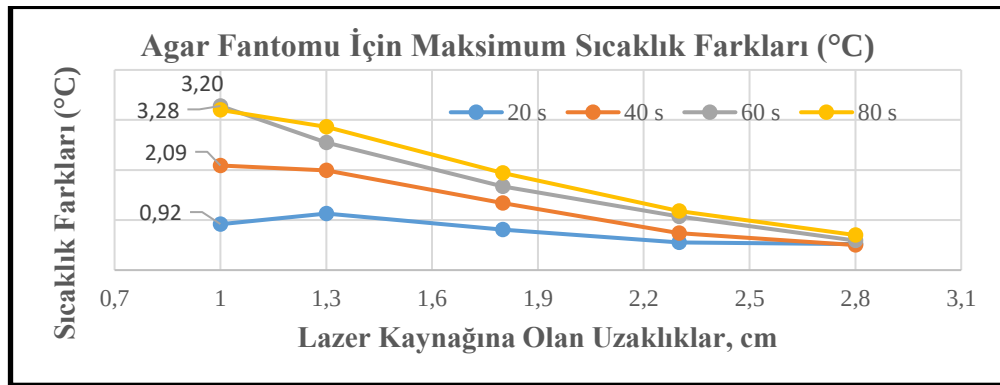
Şekil 4.67: Sıcaklık ölçüm cihazı kullanılarak bir fantomun farklı derinliklerinde 635 nm kırmızı lazer ile sıcaklık ölçümünün alınması.

Sıcaklık ölçüm cihazı ile agar fantomunun farklı derinliklerinde 635 nm kırmızı lazer ile sıcaklık ölçümü yapılmıştır. İlk olarak, lazer uygulanmadan önce fantom içindeki ortam (referans) sıcaklıkları kaydedilmiştir. Daha sonra, önceden belirlenmiş uygun mesafelerden fantom kabına ayrı ayrı 20, 40, 60 ve 80 saniye süre ile lazer ışını uygulanmıştır. Sıcaklıklar, her bir periyot için (20, 40, 60 ve 80 s) NTC tipi termistör sıcaklık sensörlerine sahip MEDMET sıcaklık ölçüm sistemi ile kaydedilmiştir. Daha

sonra, lazer çalışırken algılanan maksimum sıcaklıklar ile lazer çalışmadığı sırada algılanan maksimum ortam sıcaklıkları arasındaki farklar her farklı mesafe için belirlenmiştir. Şekil 4.68, farklı mesafeler ve farklı lazer uygulama süreleri için belirlenen ortalama sıcaklıkları gösterirken, Şekil 4.69, farklı mesafeler ve farklı lazer uygulama süreleri için belirlenen maksimum sıcaklık farklarını göstermektedir. Şekilden de görüldüğü gibi, lazer uygulama süresi arttıkça ortalama sıcaklıklar artmaktadır. Bununla birlikte, bu artış incelenen periyotlar için termal olmayan bir sıcaklık artışıdır (80 s için maksimum 3,20 °C).



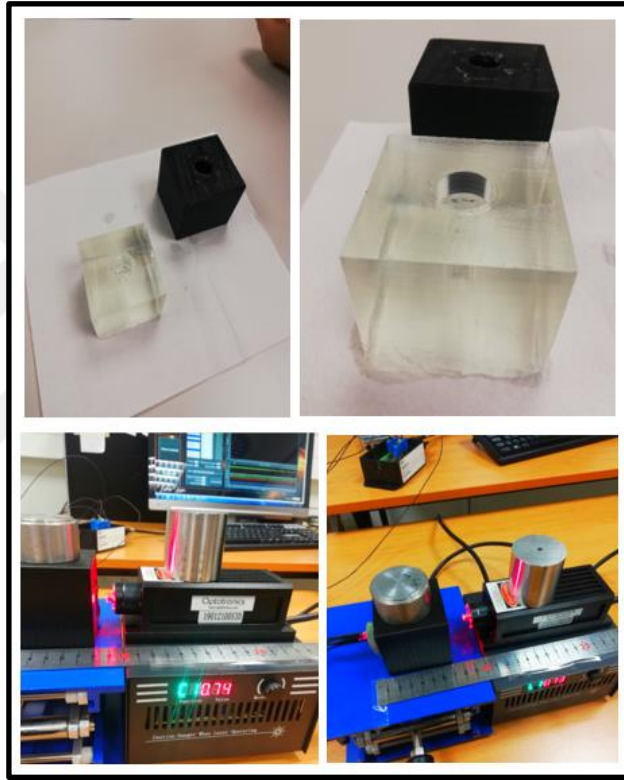
Şekil 4.68: Agar Fantomu için farklı mesafeler ve farklı lazer uygulama süreleri için belirlenen ortalama sıcaklıkları.



Şekil 4.69: Agar fantomu için farklı mesafeler ve farklı lazer uygulama süreleri için belirlenen maksimum sıcaklık farkları.

4.3.2. Lazer ile Zerdine Fantomu Üzerinde Yapılan İç Sıcaklık Ölçümleri

635 nm kırmızı renkli katı-hal diyot lazer ile Zerdine fantomu üzerinde yapılan iç sıcaklık ölçümlerinde farklı sürelerde (20, 40, 60 ve 80 s) ve fantom yüzeyinden itibaren farklı mesafelerde (0; 0,5 cm; 1 cm; 1,5 cm; 2 cm ve 2,5 cm) fantom içindeki ısı çiftlerinden sıcaklık ölçümleri alınmıştır. Şekil 4.70 lazer açıldıktan sonraki Zerdine fantomu üzerindeki ölçüm anlarını göstermektedir.

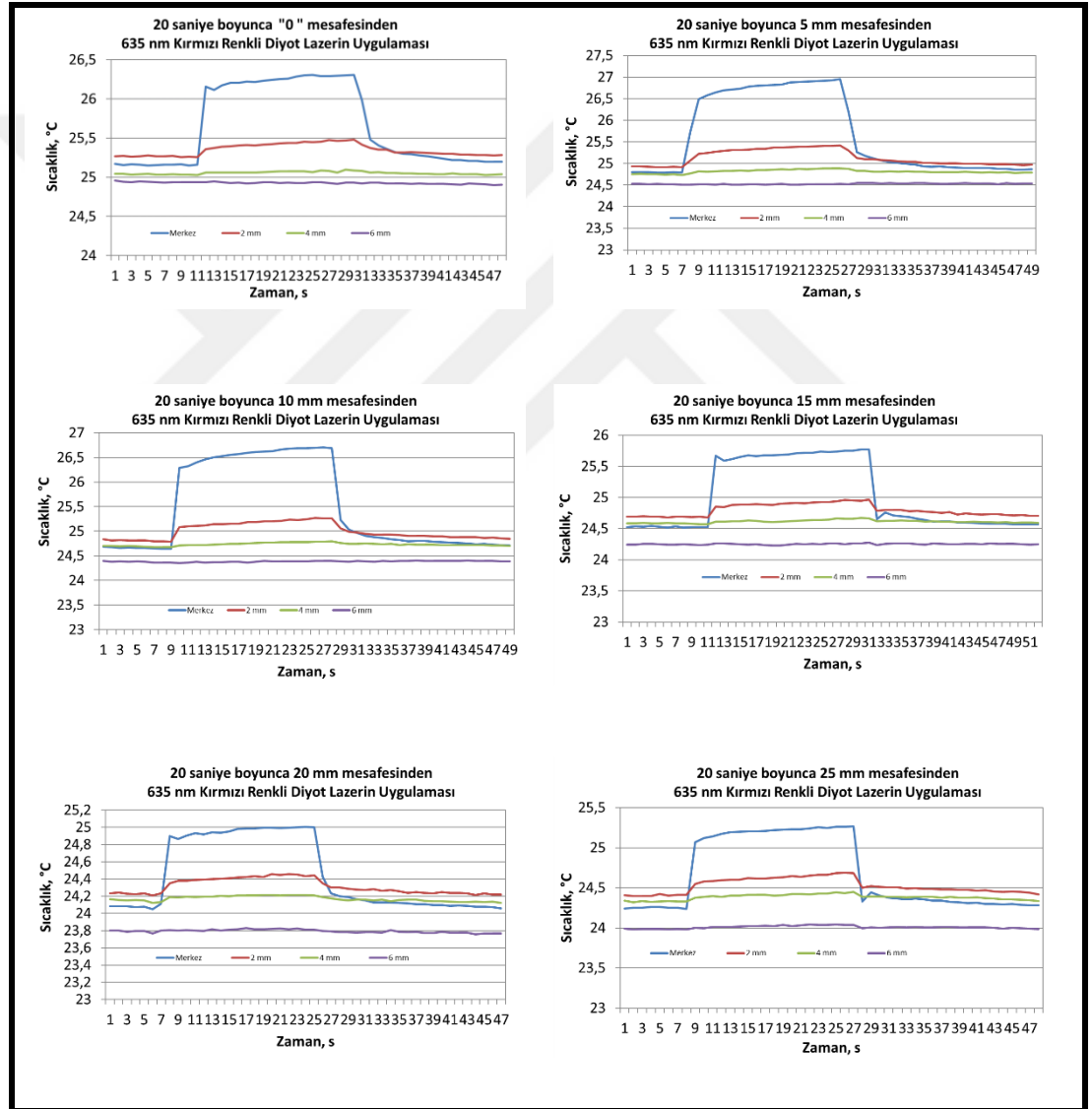


Şekil 4.70: Deney sırasında siyah kap içinde bulunan Zerdine fantomu (şeffaf, cam gibi bir yapıya sahiptir) ve lazer aktif haldeyken Zerdine fantomu içinden ısı çiftleri ile yapılan sıcaklık ölçümleri.

4.3.2.1. DBK83 Sıcaklık Ölçüm Sistemi ile Zerdine Fantomu Üzerinde Yapılan İç Sıcaklık Ölçümleri

Zerdine fantomunda lazer ile DBK83 sıcaklık ölçüm sistemi kullanılarak yapılan iç sıcaklık ölçümleri sonuçları bu bölümde grafikler halinde verilmiştir.

Aşağıda Şekil 4.71’de 20 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerine farklı mesafelerden 635 nm kırmızı lazer uygulandığında ölçülen sıcaklıklara ait grafikler bulunmaktadır.



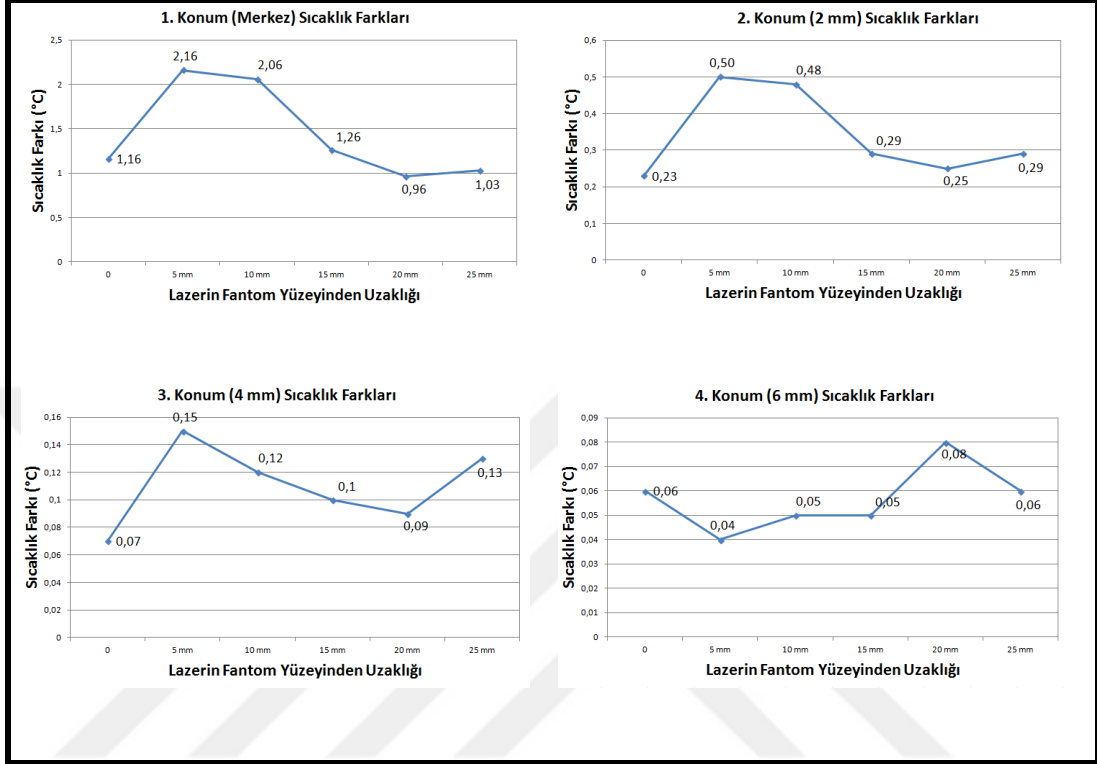
Şekil 4.71: 20 saniye boyunca Zerdine fantomu 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.

Aşağıda Şekil 4.72’te 20 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farklarına ait grafikler bulunmaktadır.



Şekil 4.72: 20 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.

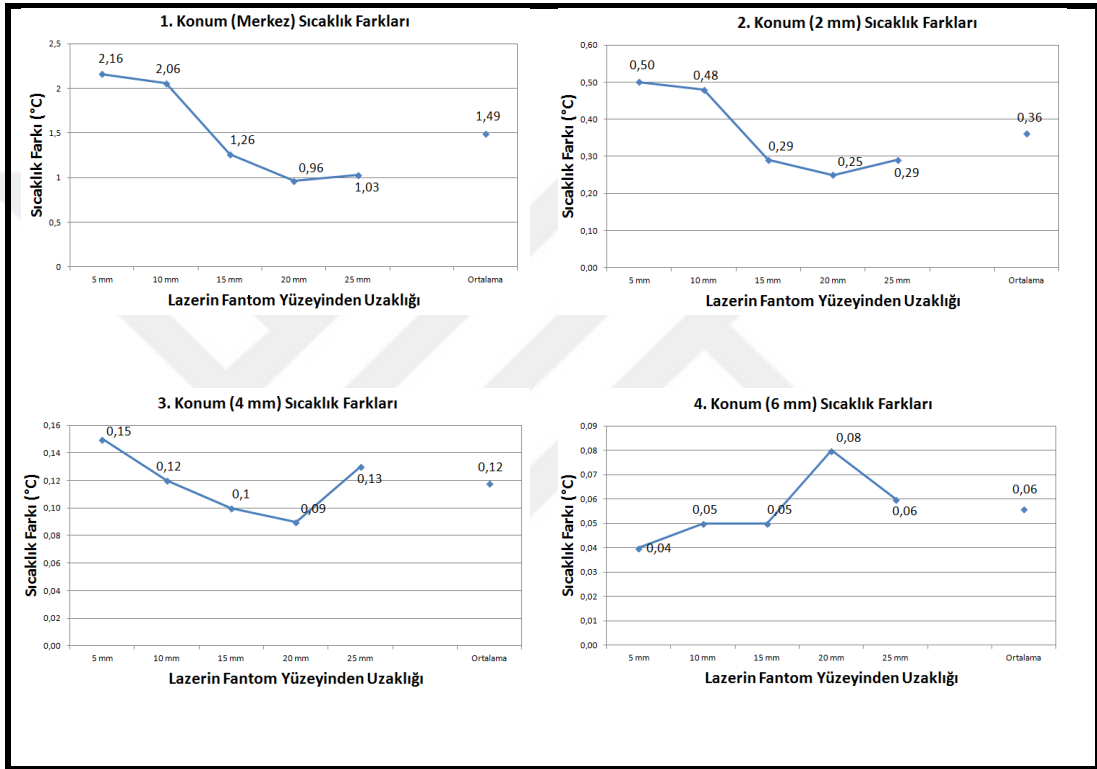
Isıl çiftlerin Zerdine fantomu içindeki konumlarına göre 20 saniye boyunca ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farklarının grafiklerini çizdiğimizde aşağıda Şekil 4.73'deki grafikleri elde etmekteyiz.



Şekil 4.73: 20 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.

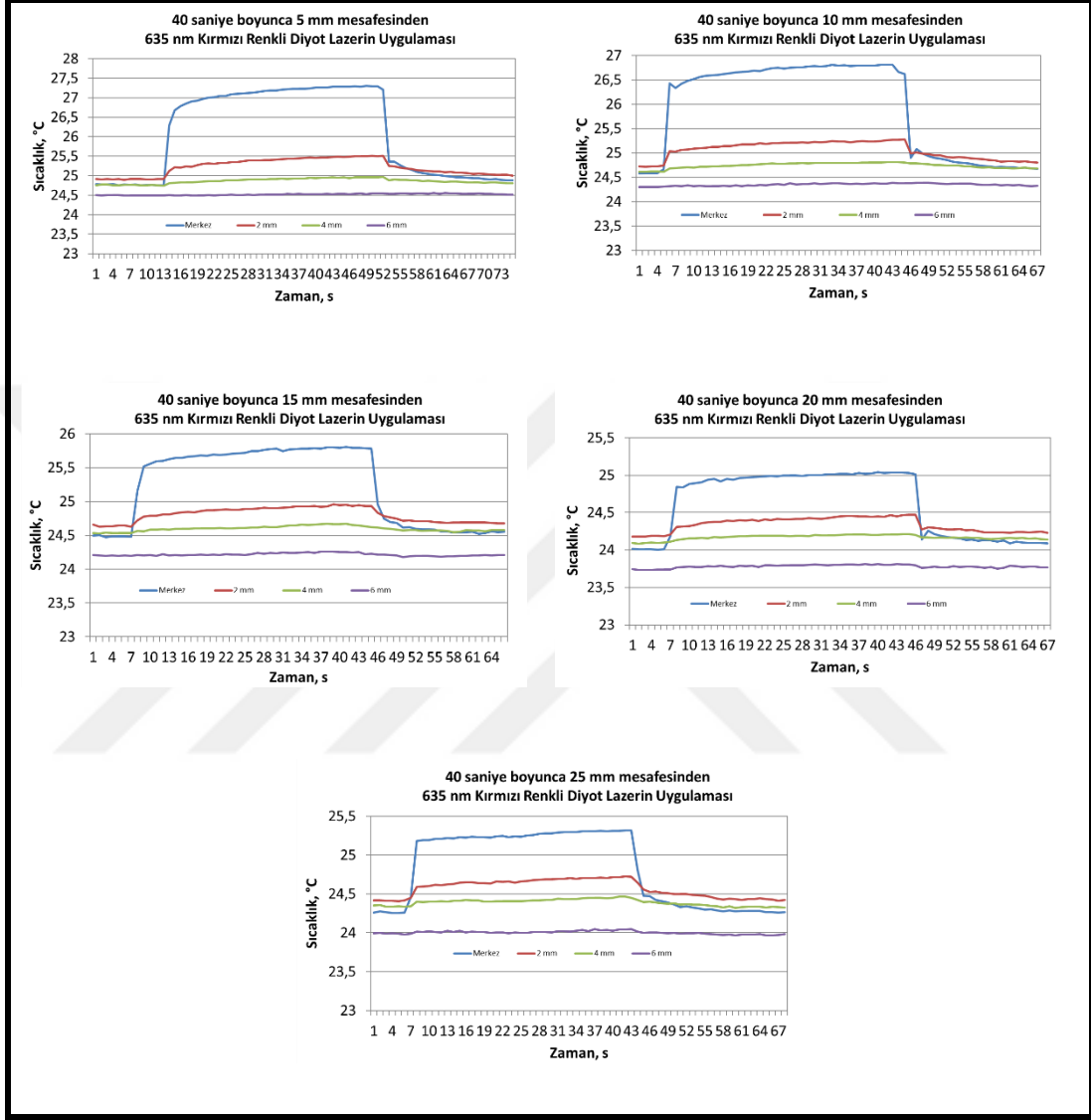
Grafiklerden de görüleceği üzere 20 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde lazer tarafından oluşturulan sıcaklık, en fazla 2,16 °C'lık bir sıcaklık artışı yaratarak yaklaşık 27 °C'ye çıkmaktadır. Bu sıcaklık değerleri 45 °C'nin altında olduğu için dokular üzerinde güvenlidir.

Lazeri fantoma sıfır yaklaştırdığımızda (yani “0” noktasında) sıcaklık değeri, daha düşük bulunuyor. Bu durum tüm süreler için (20, 40, 60 ve 80 s) aynı bulunmuştur. Bu durum fantom içindeki saçılmalar, soğrulmalar veya yansımalar çok olduğundan sıcaklık değerini de düşürüyor şeklinde açıklanabilir. Bu yüzden bunu, yani sıfır noktasını dahil etmediğimizde sıcaklık farkları grafiği aşağıda Şekil 4.74’te gösterildiği gibi çok daha anlamlı sonuçlar göstermektedir. Bundan dolayı, 40, 60 ve 80 saniye olan grafiklerde, 5 mm’den başlayarak grafikler verilecektir.



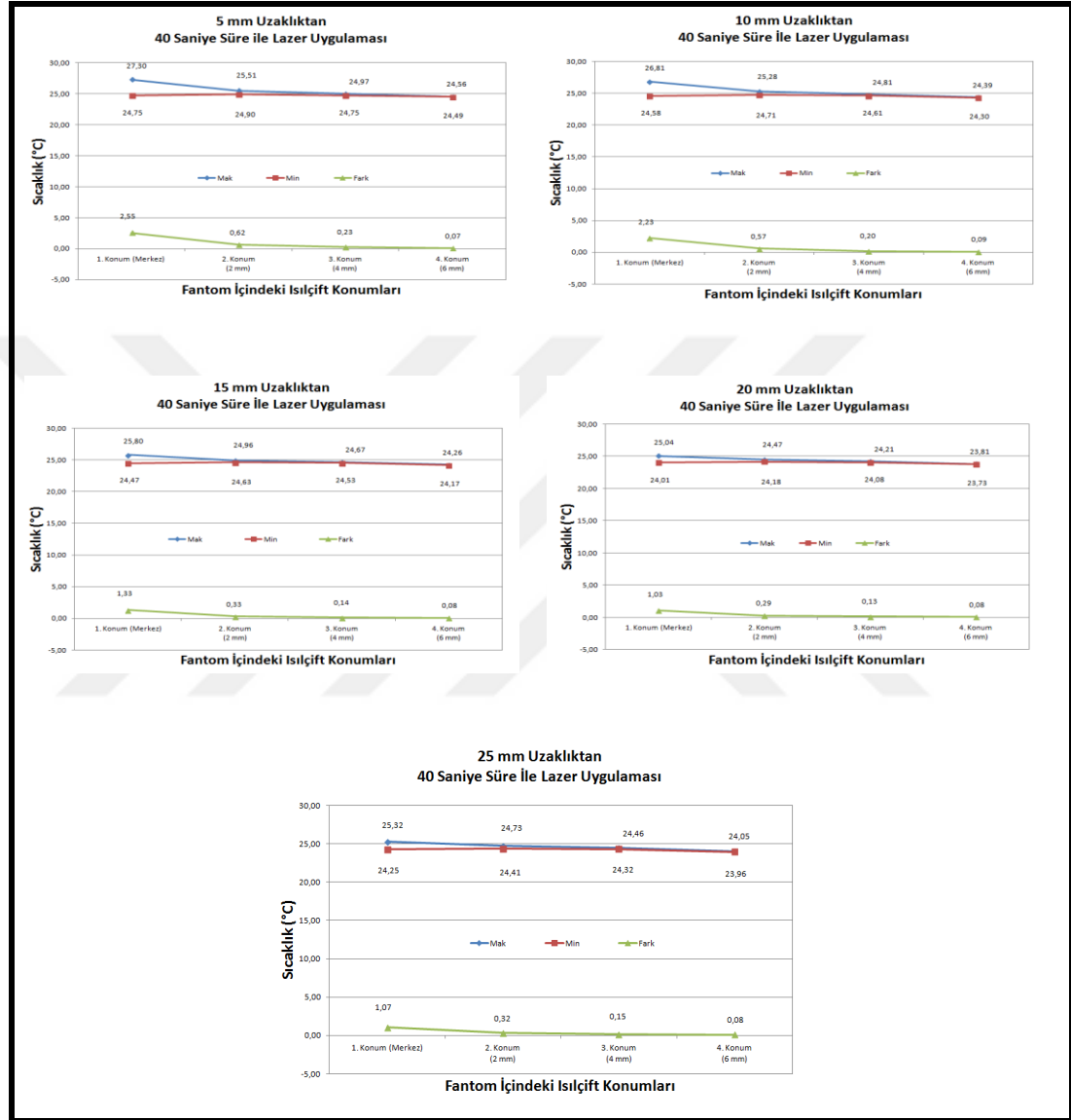
Şekil 4.74: 20 saniye boyunca sıfır mesafe haricindeki Zerdine fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.

Aşağıda Şekil 4.75’de 40 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerine farklı mesafelerden 635 nm kırmızı lazer uygulandığında ölçülen sıcaklıklara ait grafikler bulunmaktadır.



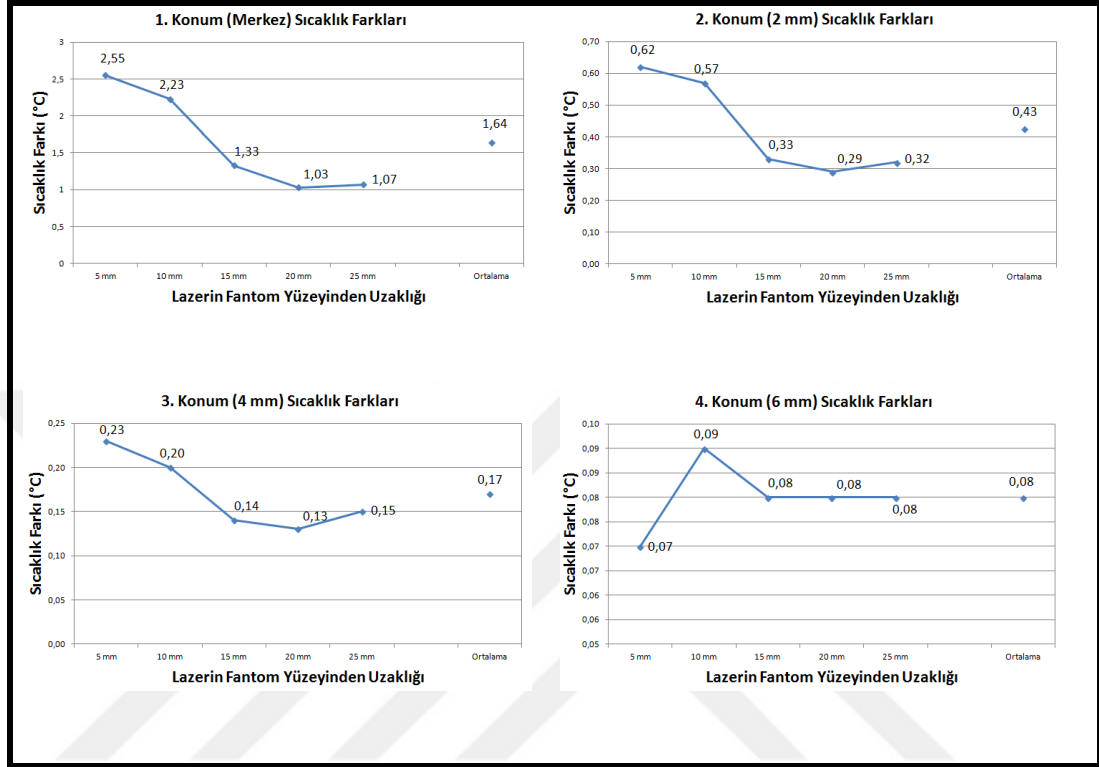
Şekil 4.75: 40 saniye boyunca Zerdine fantomu 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.

Aşağıda Şekil 4.76’da 40 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farklarına ait grafikler bulunmaktadır.



Şekil 4.76: 40 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.

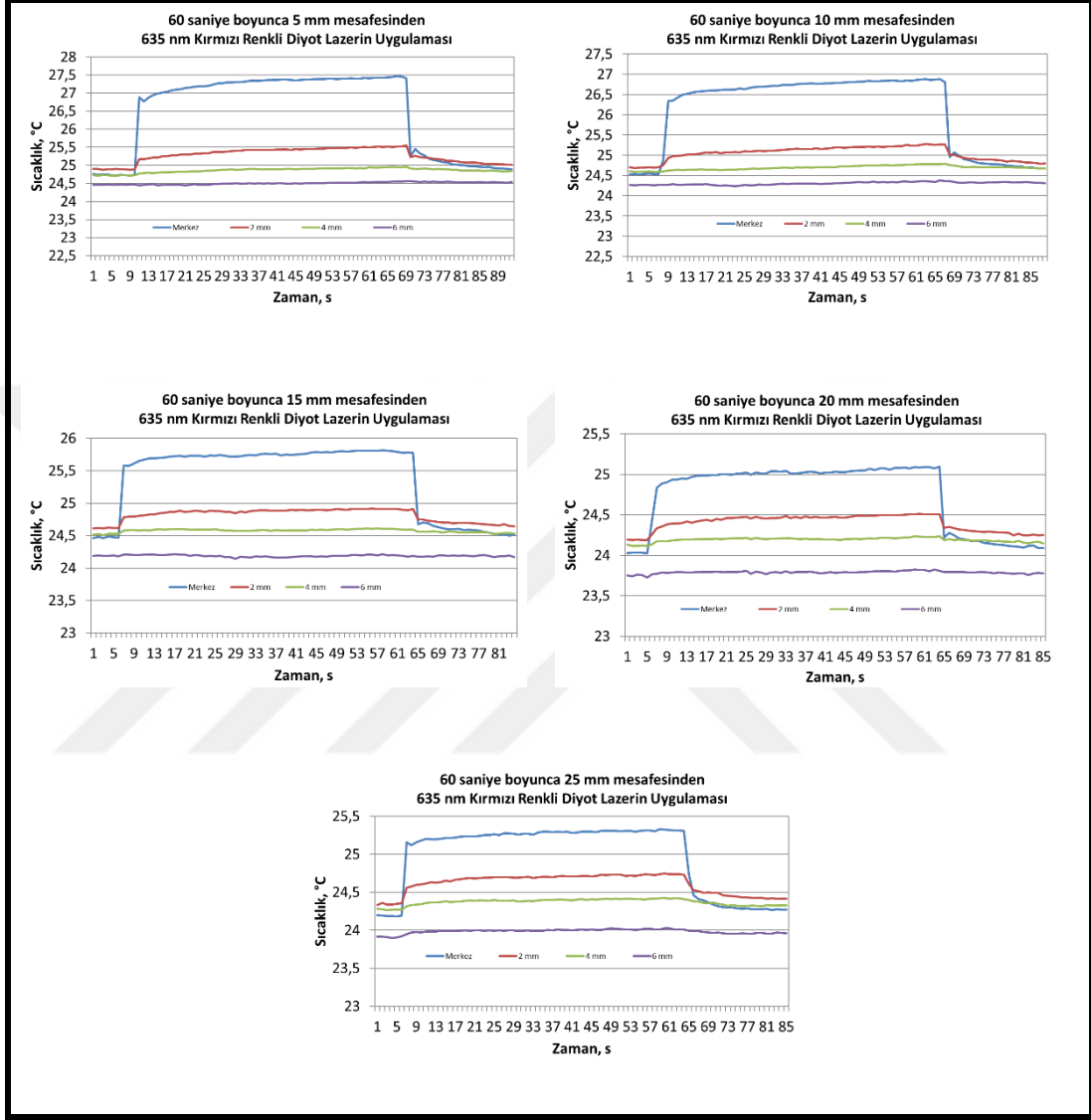
Isıl çiftlerin Zerdine fantomu içindeki konumlarına göre 40 saniye boyunca ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farklarının grafiklerini çizdiğimizde aşağıda Şekil 4.77'deki grafikleri elde etmekteyiz.



Şekil 4.77: 40 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.

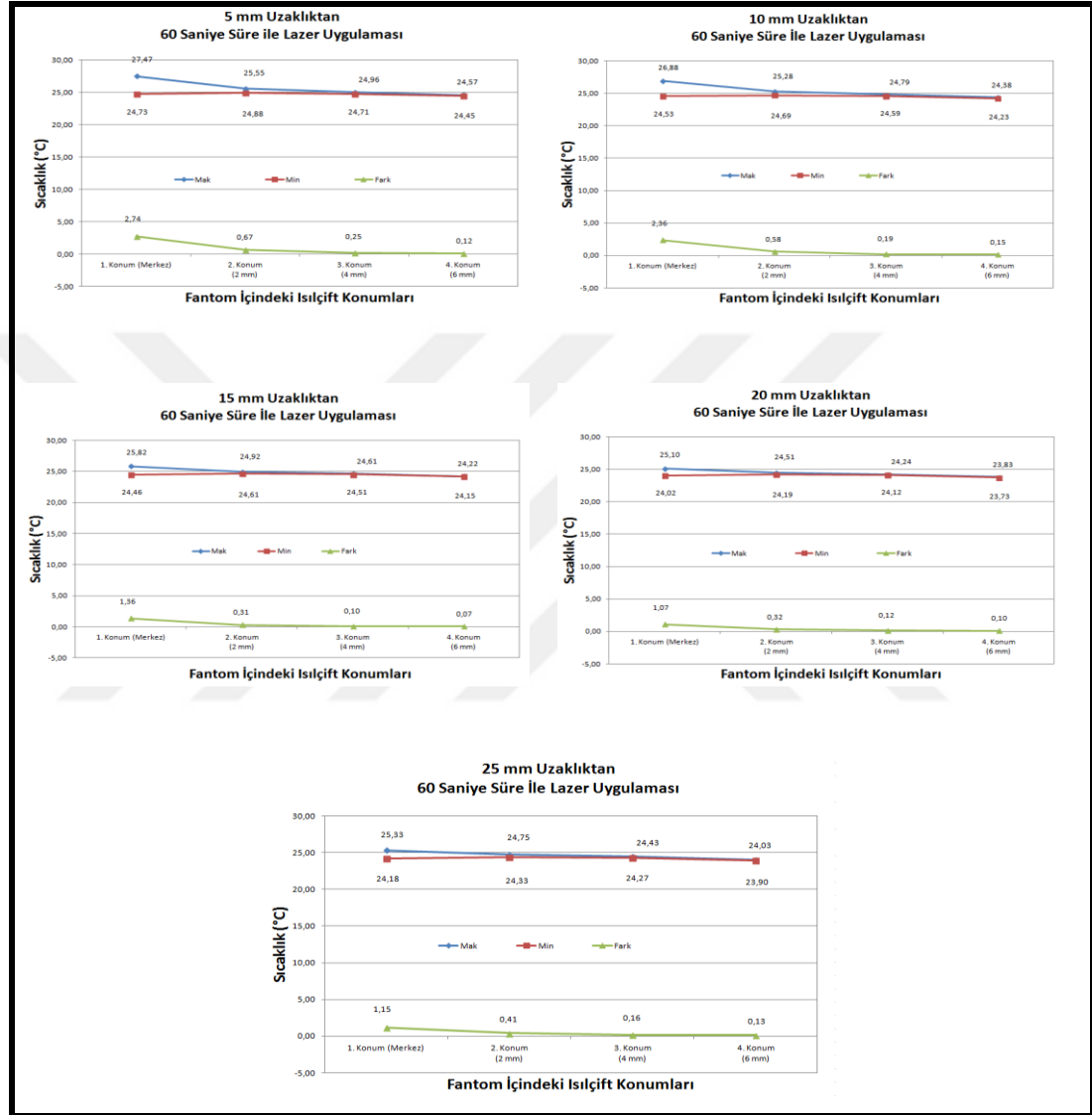
Grafiklerden de görüleceği üzere 40 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde lazer tarafından oluşturulan sıcaklık, en fazla 2,55 °C'lik bir sıcaklık artışı yaratarak yaklaşık 27,5 °C'ye çıkmaktadır. Bu sıcaklık değerleri 45 °C'nin altında olduğu için dokular üzerinde güvenlidir.

Aşağıda Şekil 4.78’de 60 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerine farklı mesafelerden 635 nm kırmızı lazer uygulandığında ölçülen sıcaklıklara ait grafikler bulunmaktadır.



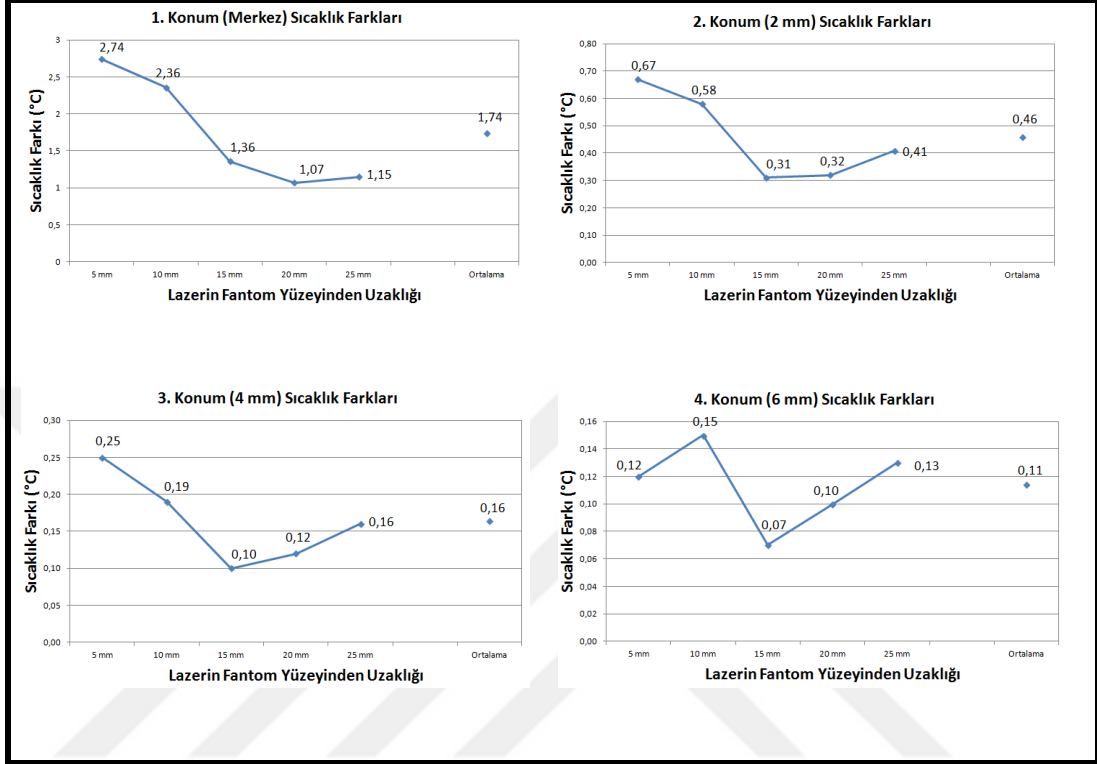
Şekil 4.78: 60 saniye boyunca Zerdine fantomu 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.

Aşağıda Şekil 4.79’da 60 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farklarına ait grafikler bulunmaktadır.



Şekil 4.79: 60 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.

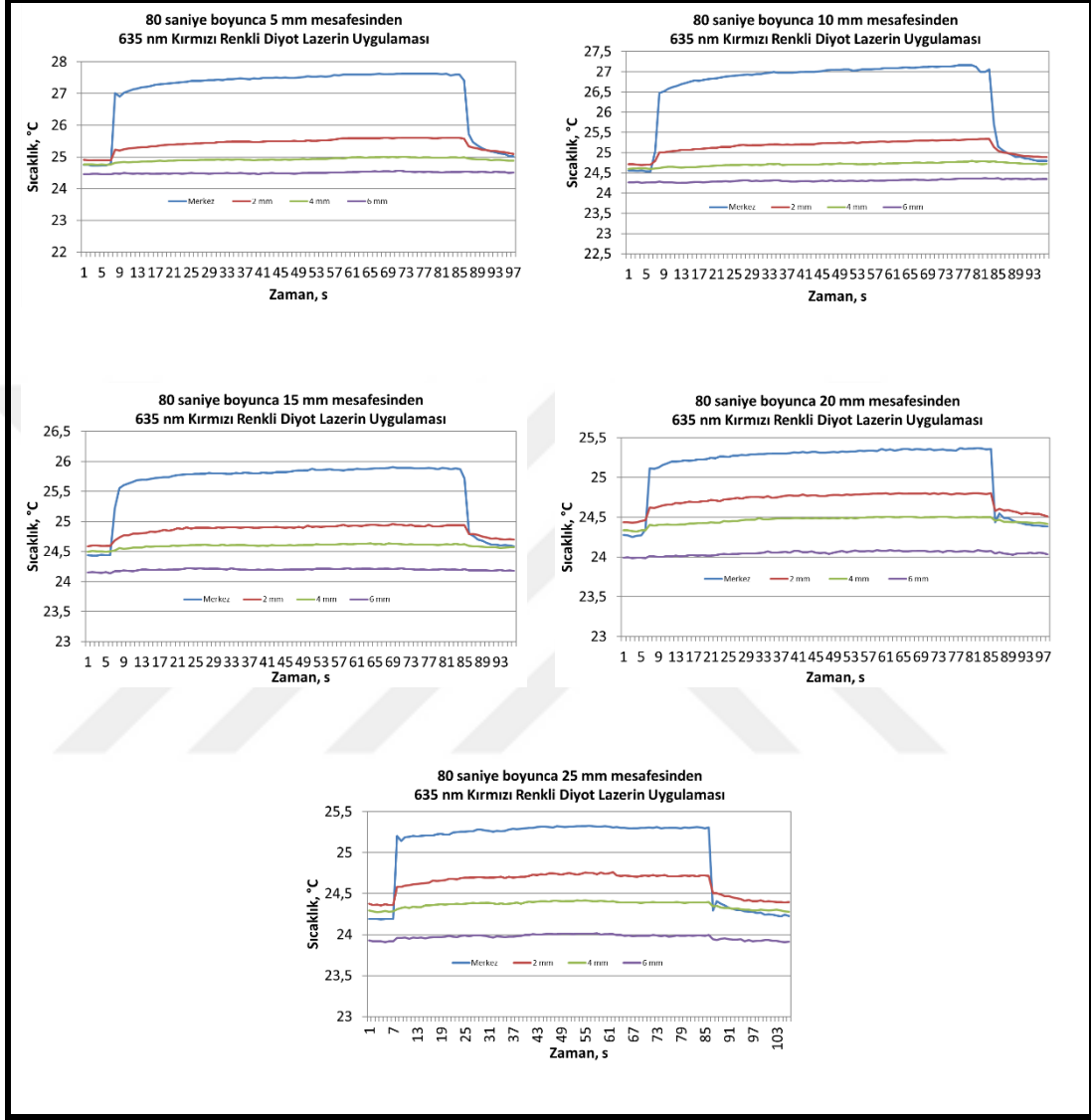
Isıl çiftlerin Zerdine fantomu içindeki konumlarına göre 60 saniye boyunca ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farklarının grafiklerini çizdiğimizde aşağıda Şekil 4.80'deki grafikleri elde etmekteyiz.



Şekil 4.80: 60 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.

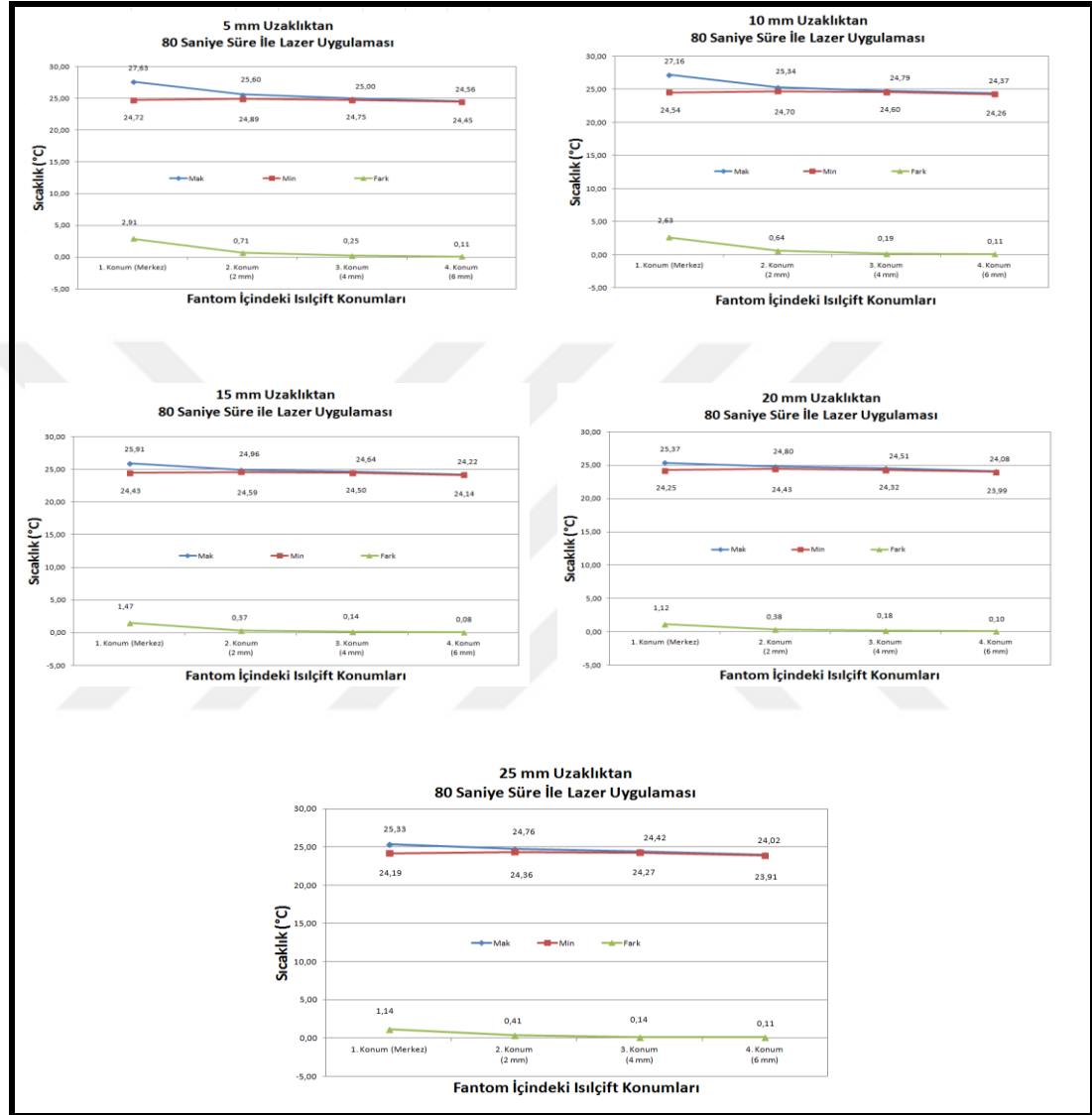
Grafiklerden de görüleceği üzere 60 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde lazer tarafından oluşturulan sıcaklık, en fazla 2,74 °C'lik bir sıcaklık artışı yaratarak yaklaşık 27,5 °C'ye çıkmaktadır. Bu sıcaklık değerleri 45 °C'nin altında olduğu için dokular üzerinde güvenlidir.

Aşağıda Şekil 4.81’de 80 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerine farklı mesafelerden 635 nm kırmızı lazer uygulandığında ölçülen sıcaklıklara ait grafikler bulunmaktadır.



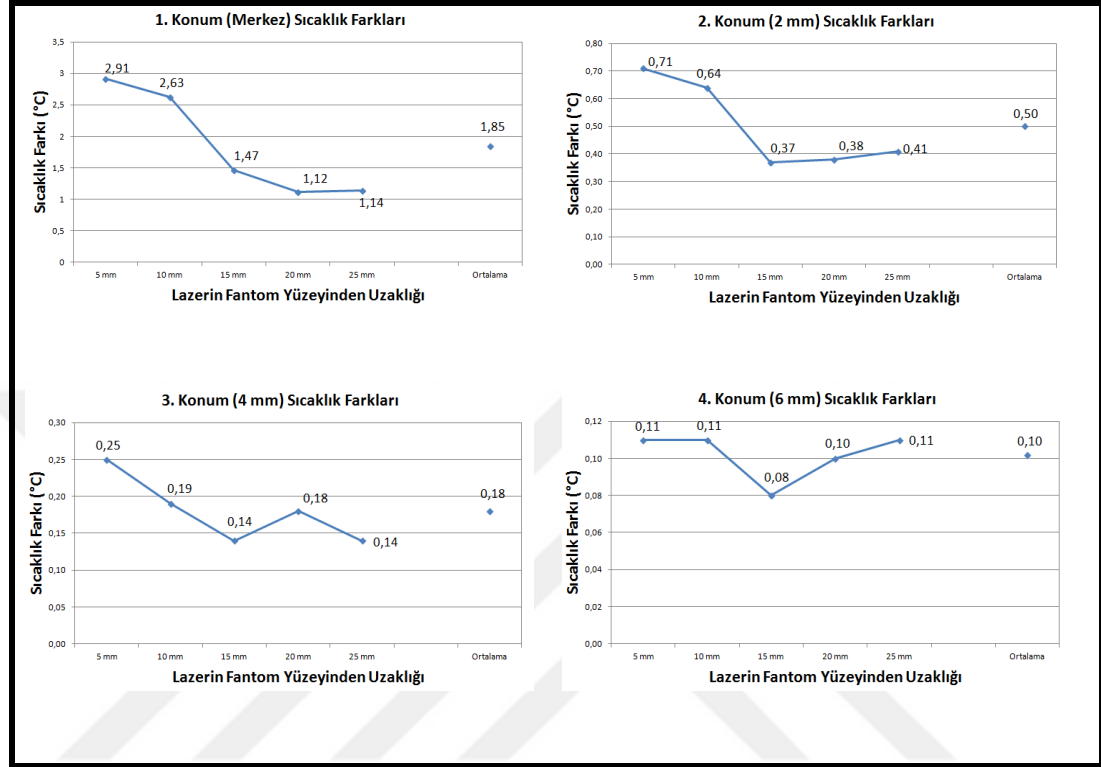
Şekil 4.81: 80 saniye boyunca Zerdine fantomu 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.

Aşağıda Şekil 4.82’de 80 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farklarına ait grafikler bulunmaktadır.



Şekil 4.82: 80 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.

Isıl çiftlerin Zerdine fantomu içindeki konumlarına göre 80 saniye boyunca ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farklarının grafiklerini çizdiğimizde aşağıda Şekil 4.83'teki grafikleri elde etmekteyiz.

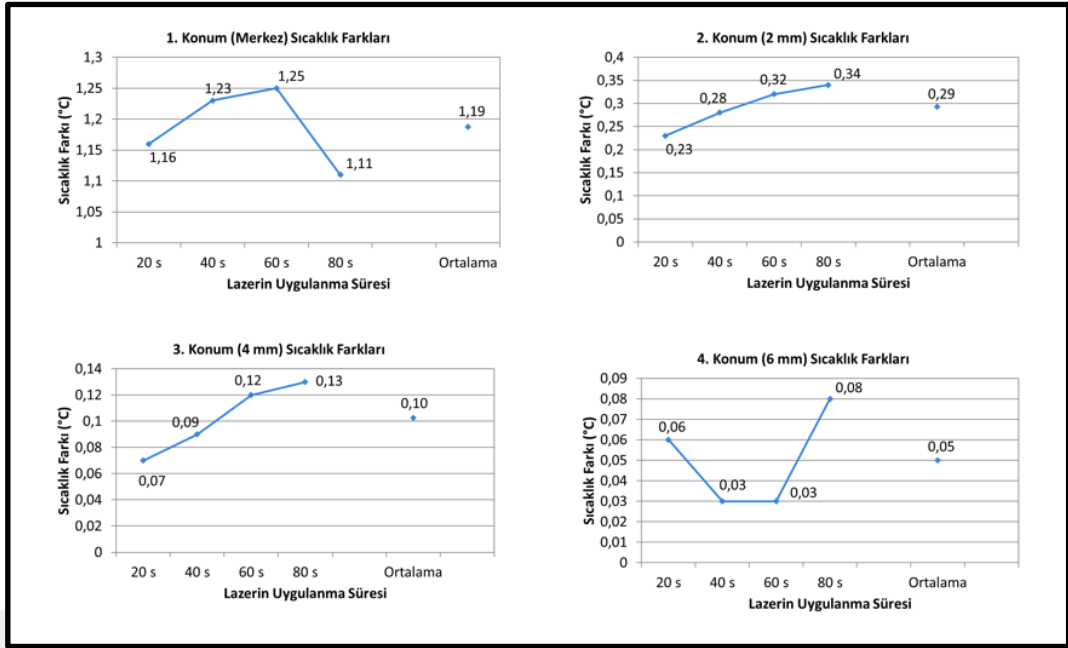


Şekil 4.83: 80 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.

Grafiklerden de görüleceği üzere 80 saniye boyunca Zerdine fantomu üzerinde lazer tarafından oluşturulan sıcaklık, en fazla 2,91 °C'lik bir sıcaklık artışı yaratarak yaklaşık 28 °C'ye çıkmaktadır. Bu sıcaklık değerleri 45 °C'nin altında olduğu için dokular üzerinde güvenlidir.

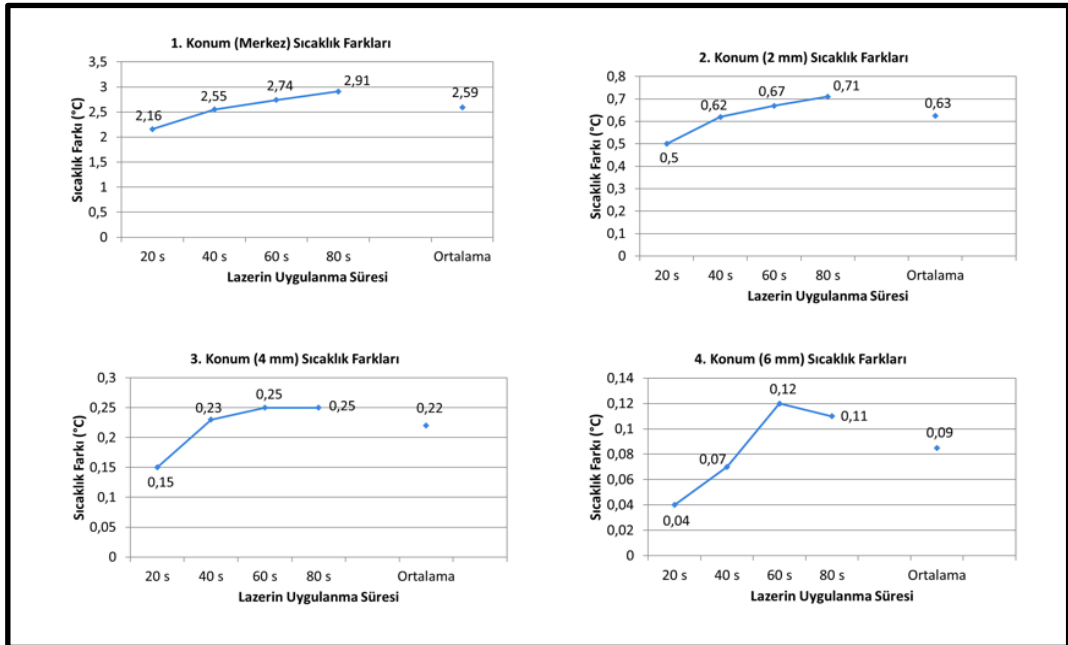
Farklı mesafelere göre farklı sürelerde de bu grafikleri çizdirdiğimizde daha anlaşılır grafikler elde etmek mümkün hale geliyor.

Örneğin sıfır konumunda, yani lazer ile fantom kontak halindeyken, fantom yüzeyinden 15 mm içeride olan ısı çiftleri tarafından ölçülen sıcaklıkları aşağıda Şekil 4.84'teki gibi görüyoruz.



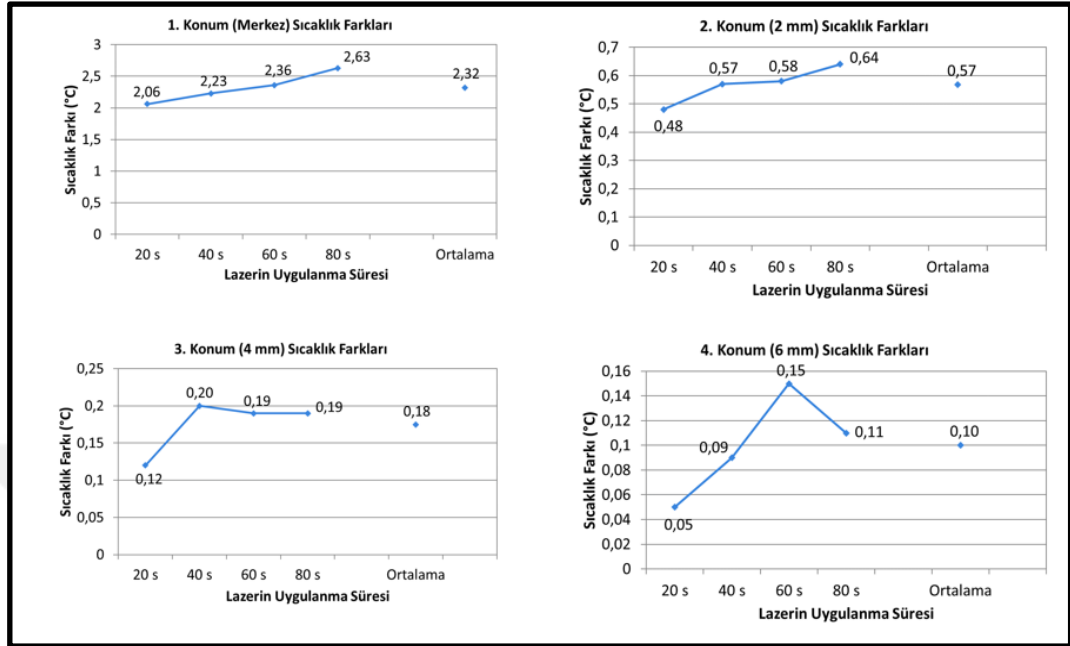
Şekil 4.84: Sıfır konumunda Zerdine fantomu üzerinde ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.

Lazer ile Zerdine fantomu arasındaki mesafe 5 mm iken bulunan sonuçlar aşağıda Şekil 4.85'te gösterildiği gibi çıkmıştır.



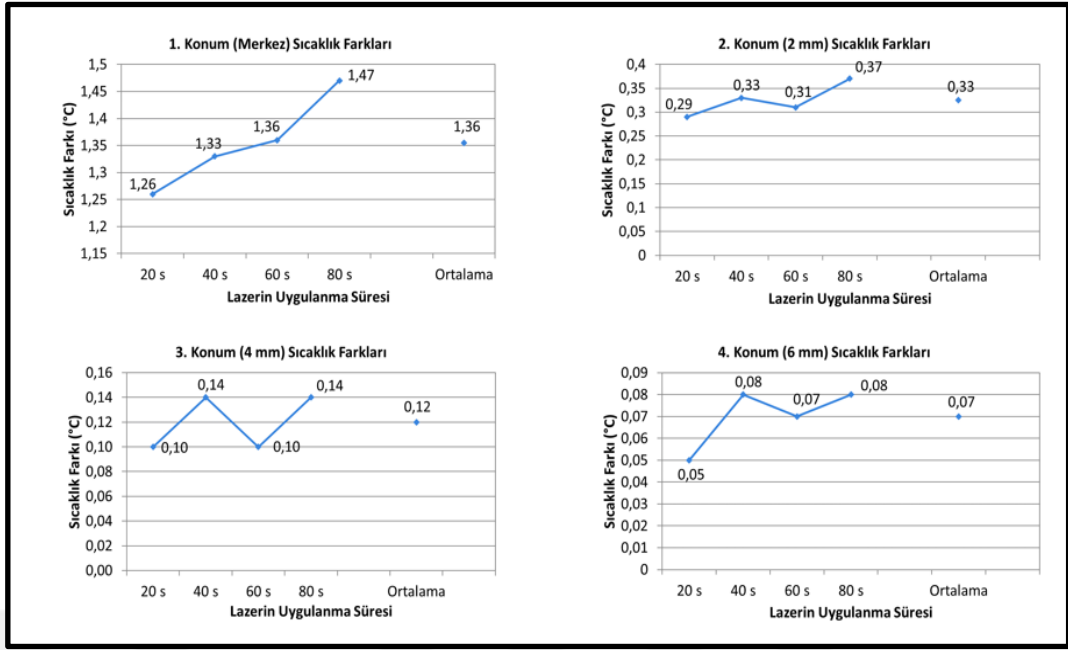
Şekil 4.85: Lazer ile Zerdine fantomu arasındaki mesafe 5 mm iken ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.

Lazer ile Zerdine fantomu arasındaki mesafe 10 mm iken bulunan sonuçlar aşağıda Şekil 4.86’da gösterildiği gibi çıkmıştır.



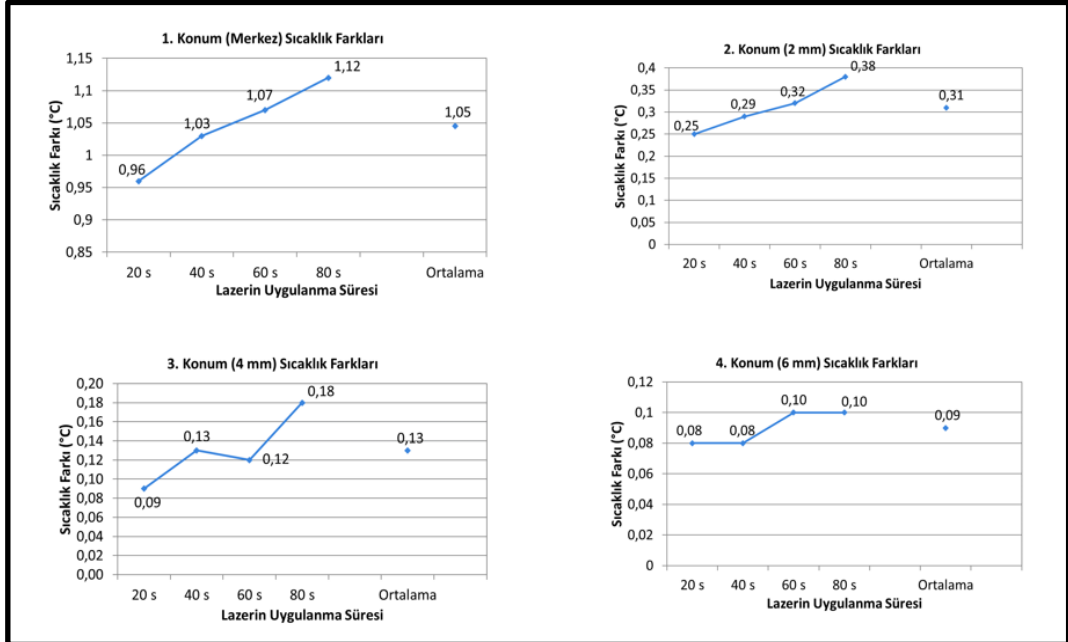
Şekil 4.86: Lazer ile Zerdine fantomu arasındaki mesafe 10 mm iken ısıtıcı çiftler tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.

Lazer ile Zerdine fantomu arasındaki mesafe 15 mm iken bulunan sonuçlar aşağıda Şekil 4.87’de gösterildiği gibi çıkmıştır.



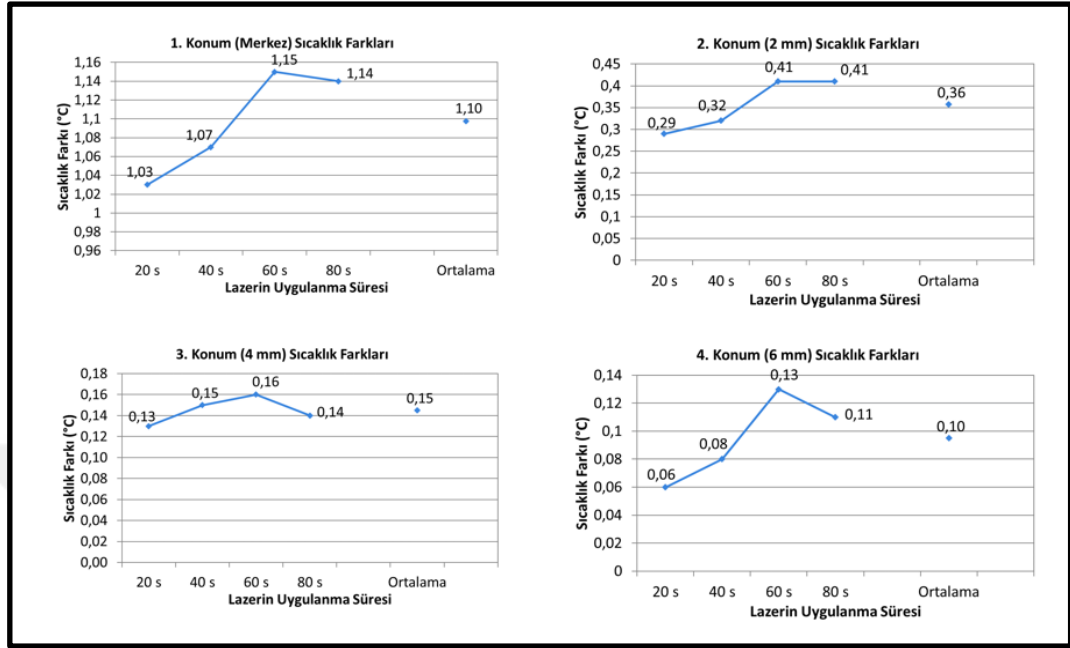
Şekil 4.87: Lazer ile Zerdine fantomu arasındaki mesafe 15 mm iken ısıtıcı çiftler tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.

Lazer ile Zerdine fantomu arasındaki mesafe 20 mm iken bulunan sonuçlar aşağıda Şekil 4.88’da gösterildiği gibi çıkmıştır.



Şekil 4.88: Lazer ile Zerdine fantomu arasındaki mesafe 20 mm iken ısıtıcı çiftler tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.

Lazer ile Zerdine fantomu arasındaki mesafe 25 mm iken bulunan sonuçlar aşağıda Şekil 4.89’de gösterildiği gibi çıkmıştır.

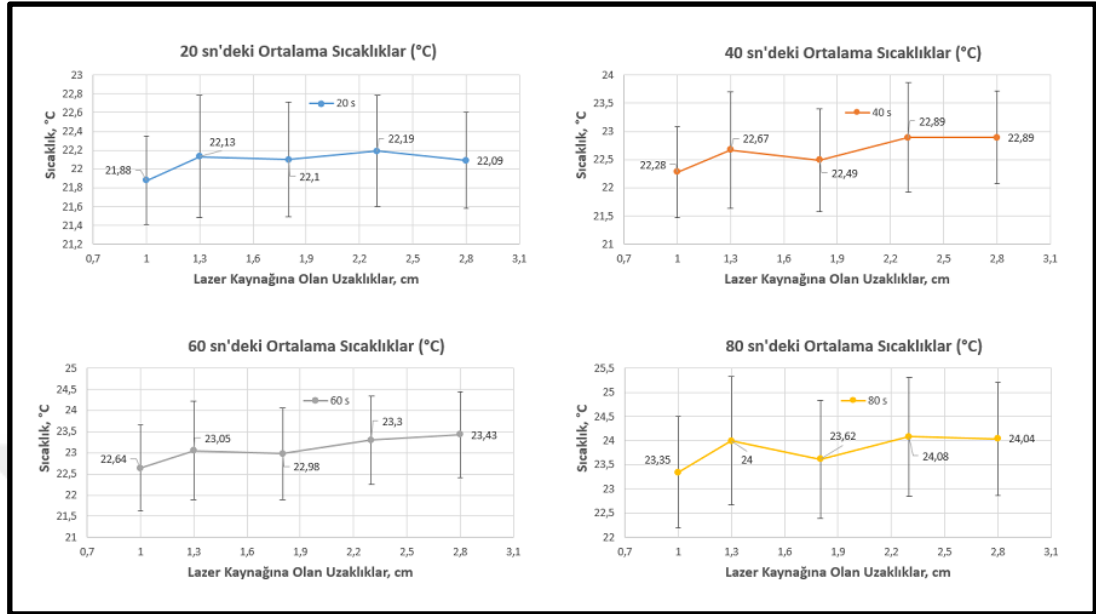


Şekil 4.89: Lazer ile Zerdine fantomu arasındaki mesafe 25 mm iken ısıtıcı çiftler tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.

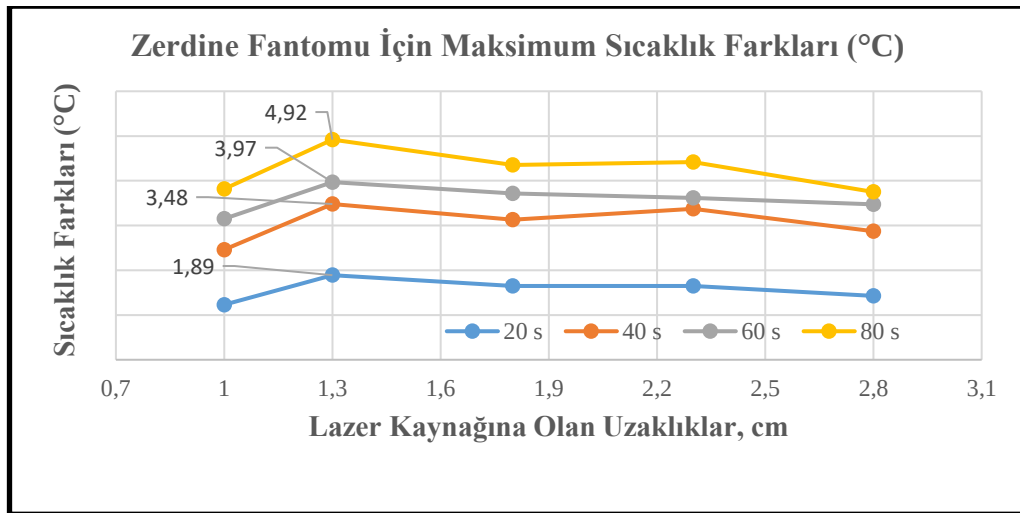
4.3.2.2. MEDMET Sıcaklık Ölçüm Sistemi ile Zerdine Fantomu Üzerinde Yapılan İç Sıcaklık Ölçümleri

MEDMET sıcaklık ölçüm cihazı ile Zerdine fantomunun farklı derinliklerinde 635 nm kırmızı lazer ile sıcaklık ölçümü yapılmıştır. İlk olarak, lazer uygulanmadan önce fantom içindeki ortam (referans) sıcaklıkları kaydedilmiştir. Daha sonra, önceden belirlenmiş uygun mesafelerden fantom kabına ayrı ayrı 20, 40, 60 ve 80 saniye süre ile lazer ışını uygulanmıştır. Sıcaklıklar, her bir periyot için (20, 40, 60 ve 80 s) NTC tipi termistör sıcaklık sensörleri ile kaydedilmiştir. Daha sonra, lazer çalışırken algılanan maksimum sıcaklıklar ile lazer çalışmadığı sırada algılanan maksimum ortam sıcaklıkları arasındaki farklar her farklı mesafe için belirlenmiştir. Şekil 4.90, farklı mesafeler ve farklı lazer uygulama süreleri için belirlenen ortalama sıcaklıkları gösterirken, Şekil 4.91, farklı mesafeler ve farklı lazer uygulama süreleri için belirlenen maksimum sıcaklık farklarını göstermektedir. Şekilden de görüldüğü gibi, lazer uygulama süresi arttıkça ortalama sıcaklıklar artmaktadır. Bununla birlikte, bu

artış incelenen periyotlar için termal olmayan bir sıcaklık artışıdır (80 s için maksimum 4,92 ° C).



Şekil 4.90: Zerdine Fantomu için farklı mesafeler ve farklı lazer uygulama süreleri için belirlenen ortalama sıcaklıkları.



Şekil 4.91: Zerdine fantomu için farklı mesafeler ve farklı lazer uygulama süreleri için belirlenen maksimum sıcaklık farkları.

4.3.3. Lazer ile Kas Fantomu Üzerinde Yapılan İç Sıcaklık Ölçümleri

635 nm kırmızı renkli katı-hal diyot lazer ile kas fantomu üzerinde yapılan iç sıcaklık ölçümlerinde farklı sürelerde (20, 40, 60 ve 80 s) ve fantom yüzeyinden itibaren farklı mesafelerde (0; 0,5 cm; 1 cm; 1,5 cm; 2 cm ve 2,5 cm) fantom içindeki ısı çiftlerinden sıcaklık ölçümleri alınmıştır. Şekil 4.92 lazer açıldıktan sonraki kas fantomu üzerindeki ölçüm anlarını göstermektedir.

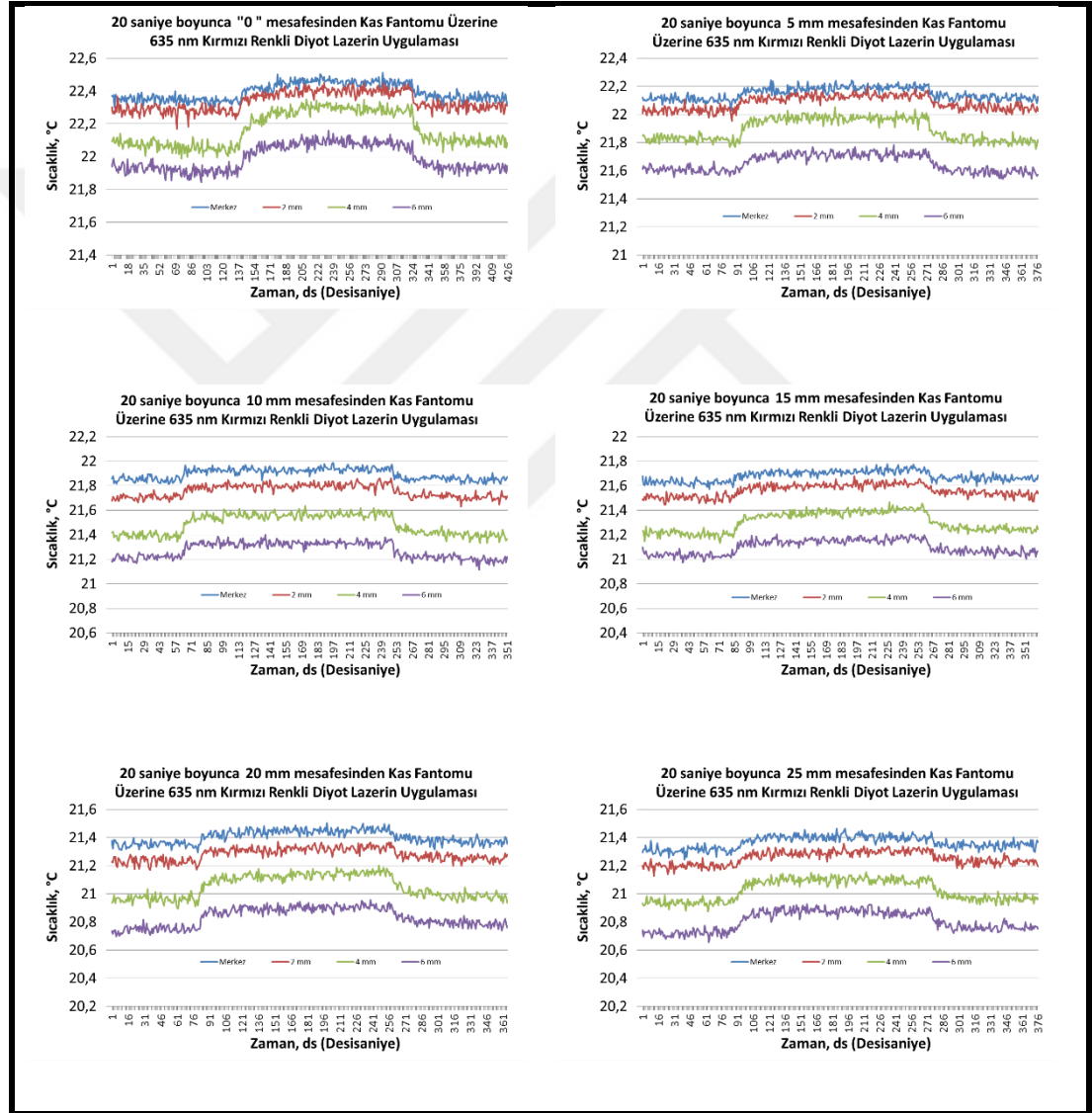


Şekil 4.92: Deney sırasında siyah kap içinde bulunan kas fantomu ve lazer aktif haldeyken kas fantomu içinden ısı çiftleri ile yapılan sıcaklık ölçümleri.

4.3.3.1. DBK83 Sıcaklık Ölçüm Sistemi ile Kas Fantomu Üzerinde Yapılan İç Sıcaklık Ölçümleri

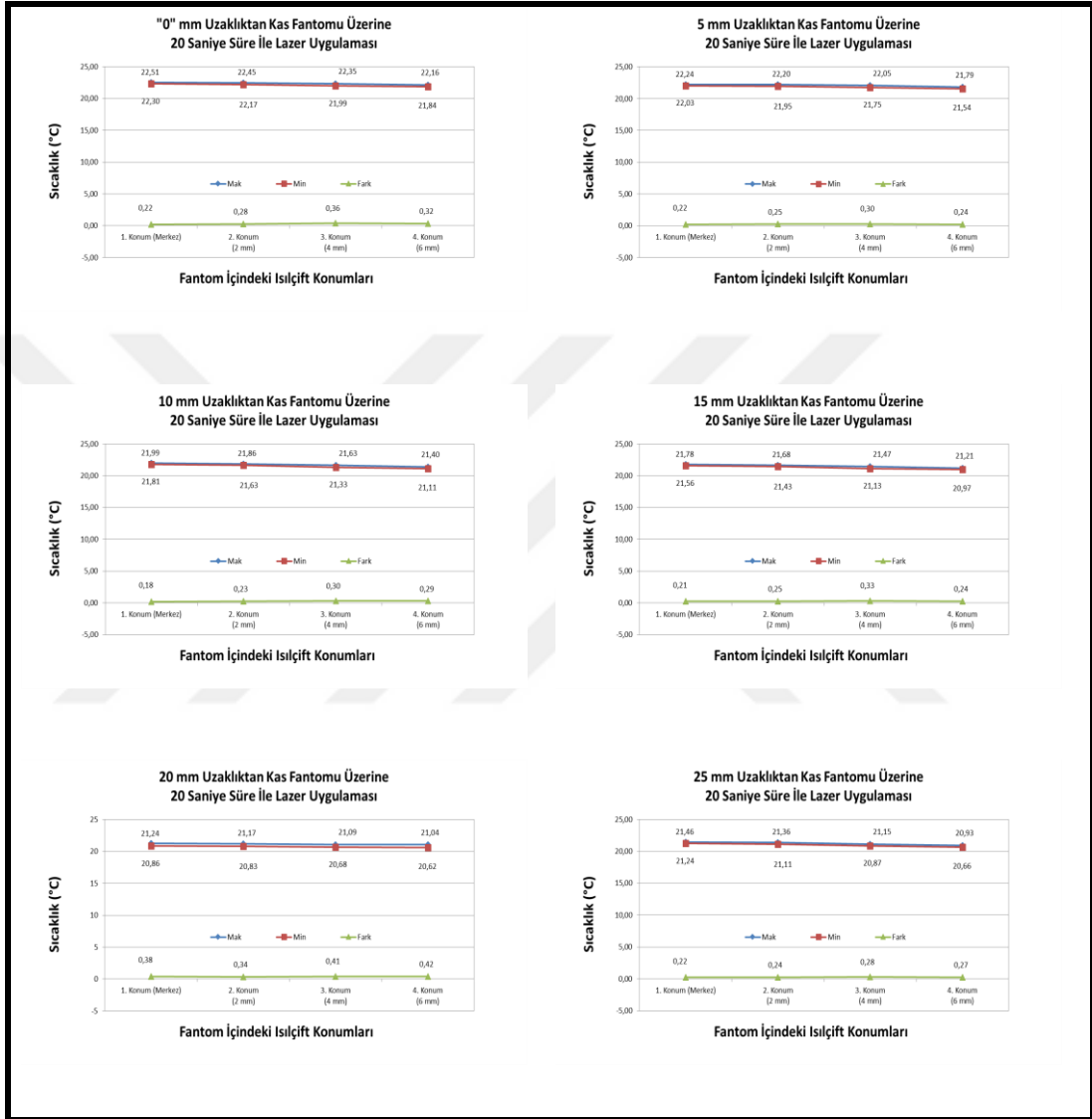
Kas fantomunda lazer ile DBK83 sıcaklık ölçüm sistemi kullanılarak yapılan iç sıcaklık ölçümleri sonuçları bu bölümde grafikler halinde verilmiştir.

Aşağıda Şekil 4.93'te 20 saniye boyunca kas fantomu üzerine farklı mesafelerden 635 nm kırmızı lazer uygulandığında ölçülen sıcaklıklara ait grafikler bulunmaktadır.



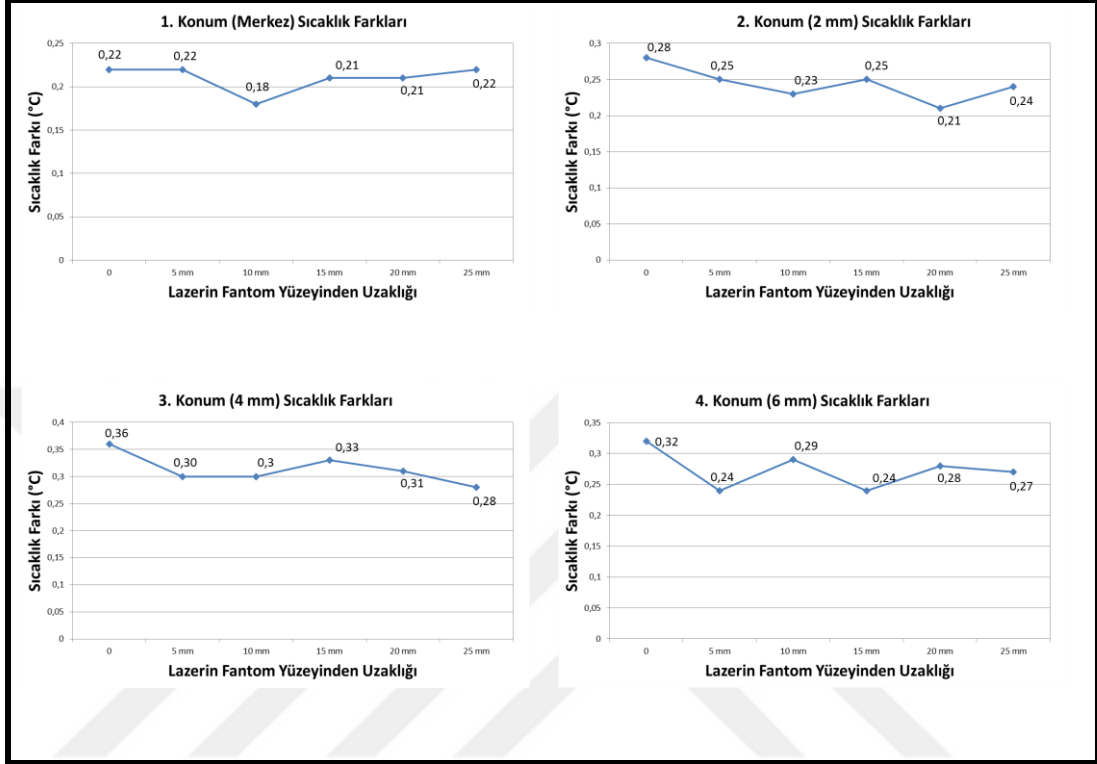
Şekil 4.93: 20 saniye boyunca kas fantomu 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.

Aşağıda Şekil 4.94'te 20 saniye boyunca kas fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farklarına ait grafikler bulunmaktadır.



Şekil 4.94: 20 saniye boyunca kas fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.

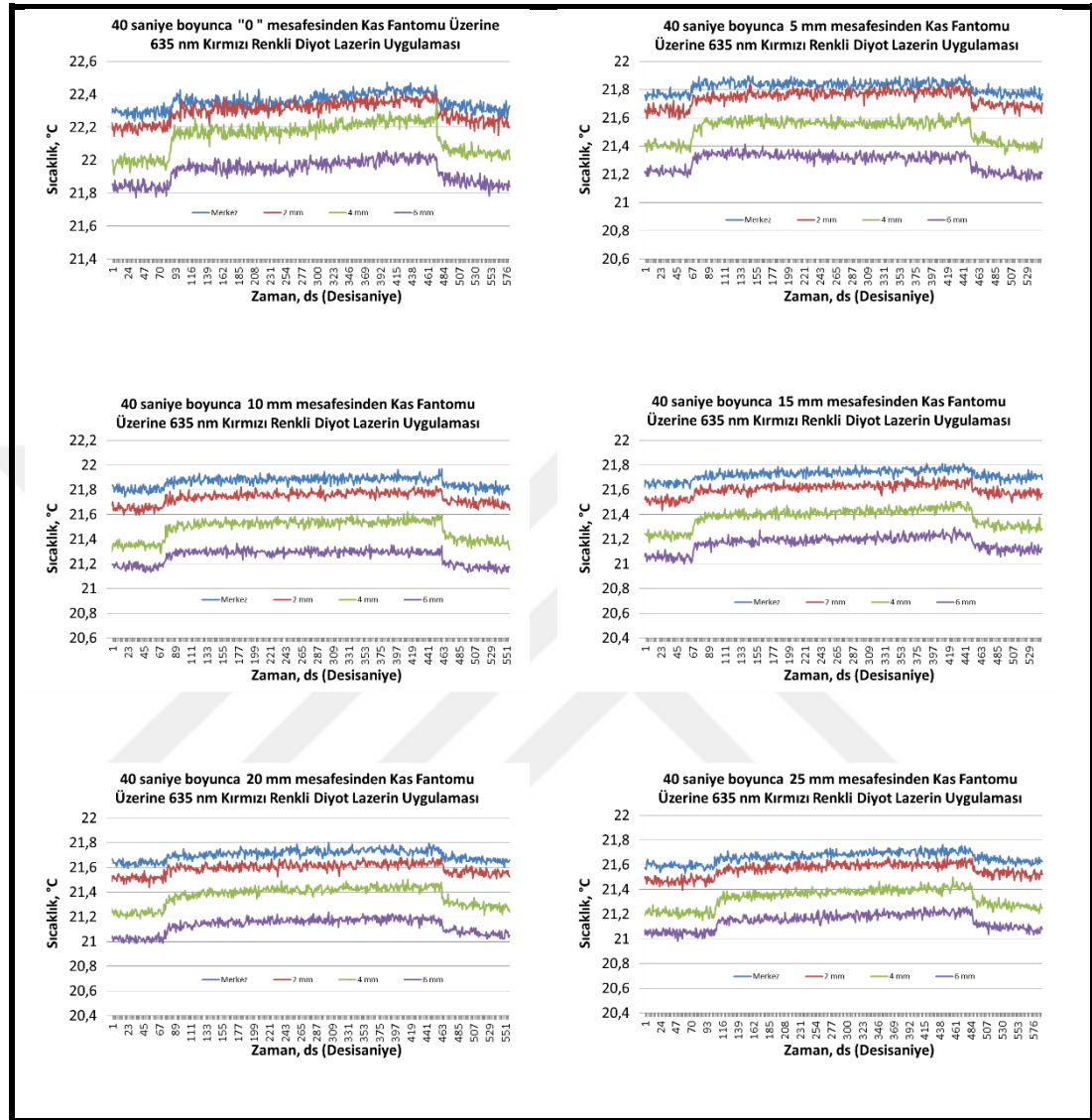
Isıl çiftlerin kas fantomu içindeki konumlarına göre 20 saniye boyunca ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farklarının grafiklerini çizdiğimizde aşağıda Şekil 4.95'teki grafikleri elde etmekteyiz.



Şekil 4.95: 20 saniye boyunca kas fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.

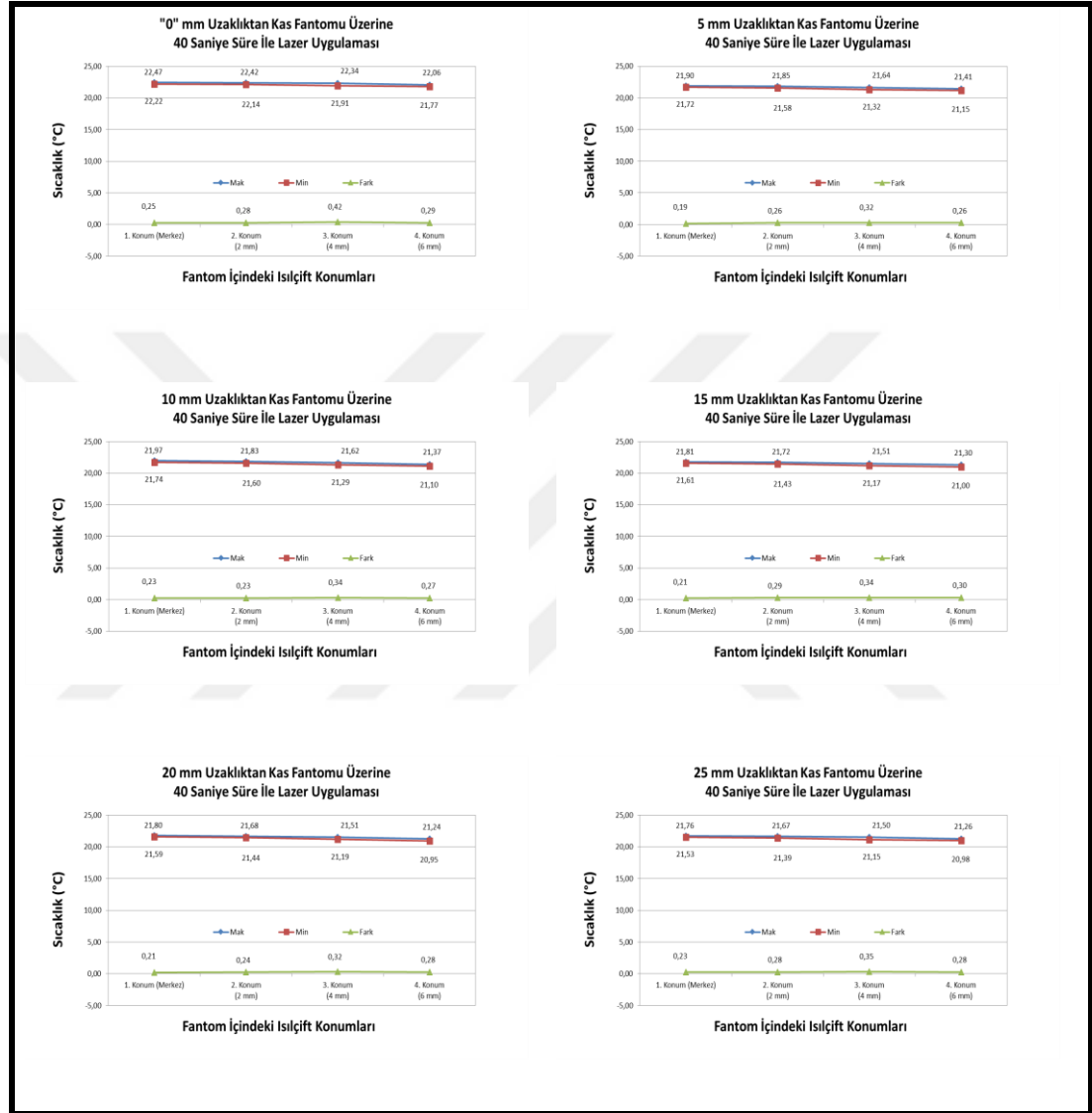
Grafiklerden de görüleceği üzere 20 saniye boyunca kas fantomu üzerinde lazer tarafından oluşturulan sıcaklık, en fazla 0,36 °C'lık bir sıcaklık artışı yaratarak yaklaşık 22,6 °C'ye çıkmaktadır. Bu sıcaklık değerleri 45 °C'nin altında olduğu için dokular üzerinde güvenlidir.

Aşağıda Şekil 4.96’da 40 saniye boyunca kas fantomu üzerine farklı mesafelerden 635 nm kırmızı lazer uygulandığında ölçülen sıcaklıklara ait grafikler bulunmaktadır.



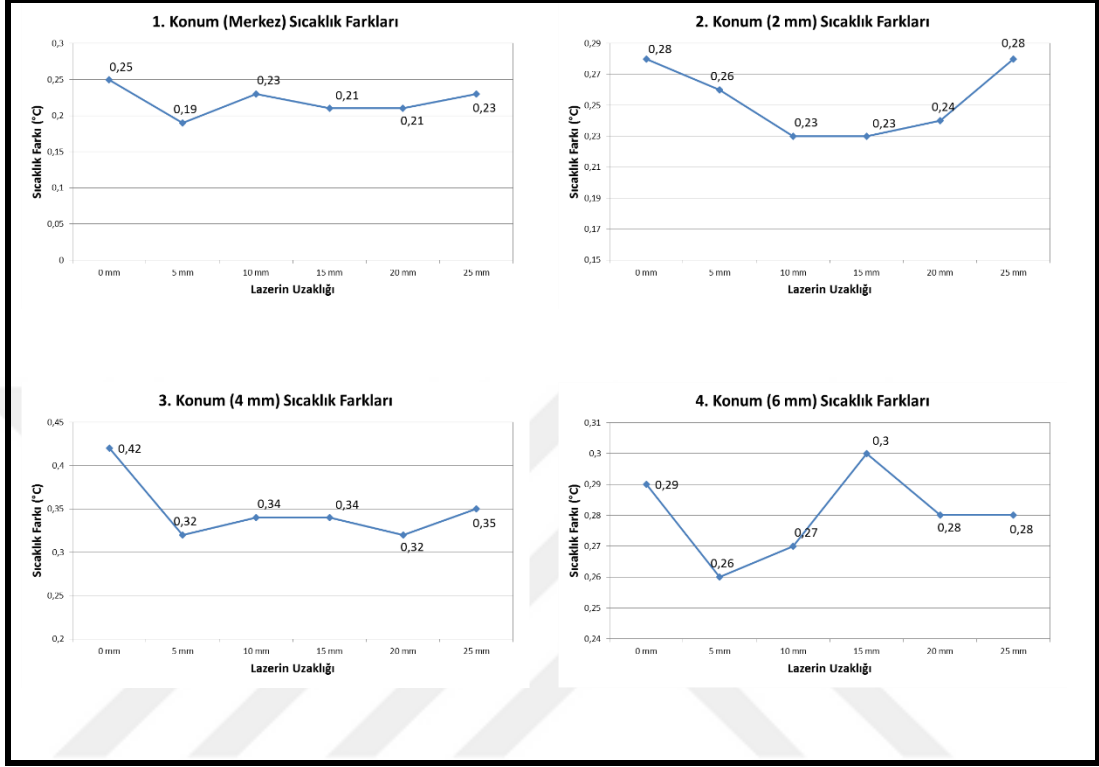
Şekil 4.96: 40 saniye boyunca kas fantomu 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.

Aşağıda Şekil 4.97’de 40 saniye boyunca kas fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farklarına ait grafikler bulunmaktadır.



Şekil 4.97: 40 saniye boyunca kas fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.

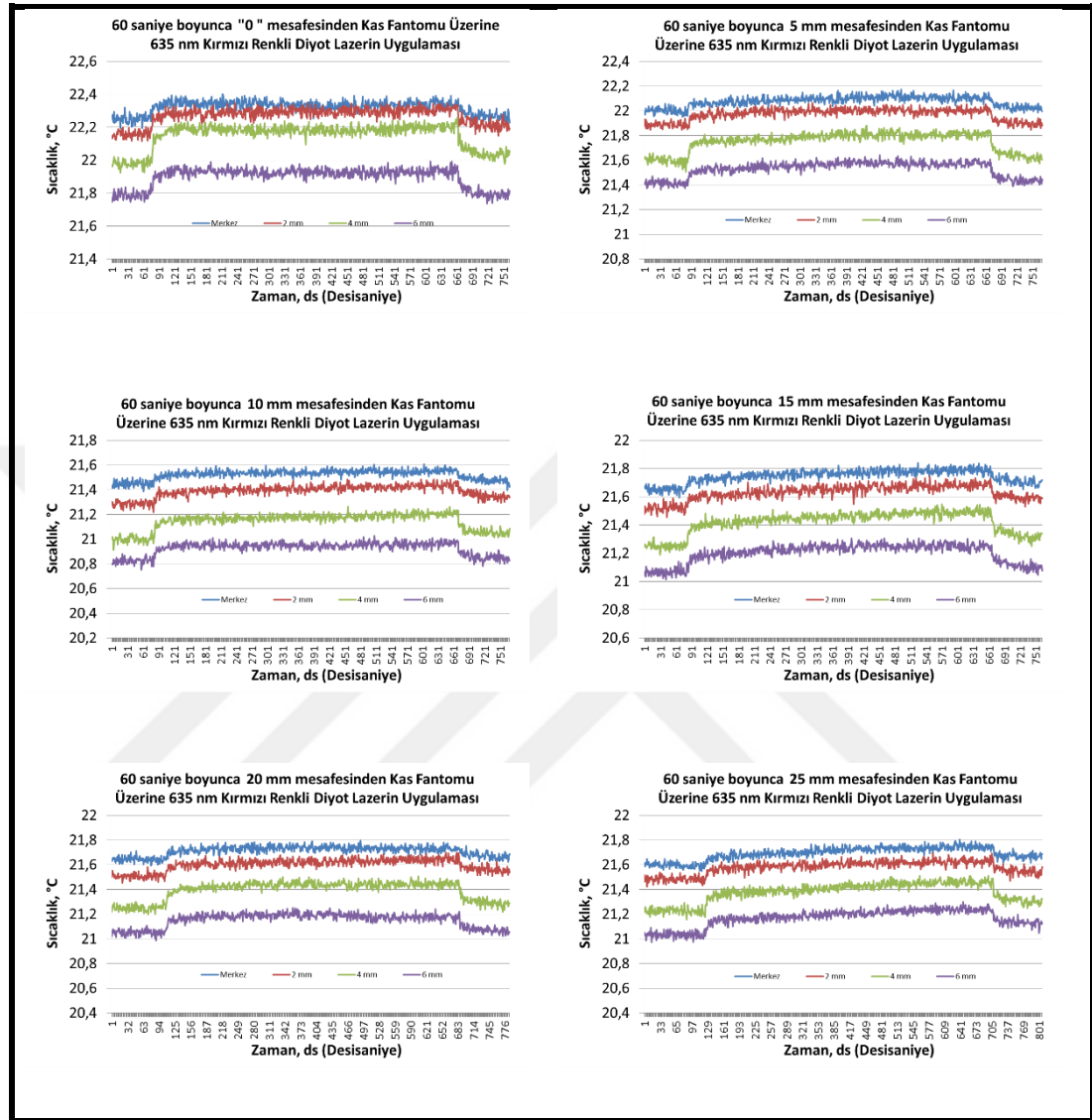
Isıl çiftlerin kas fantomu içindeki konumlarına göre 40 saniye boyunca ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farklarının grafiklerini çizdiğimizde aşağıda Şekil 4.98'deki grafikleri elde etmekteyiz.



Şekil 4.98: 40 saniye boyunca kas fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.

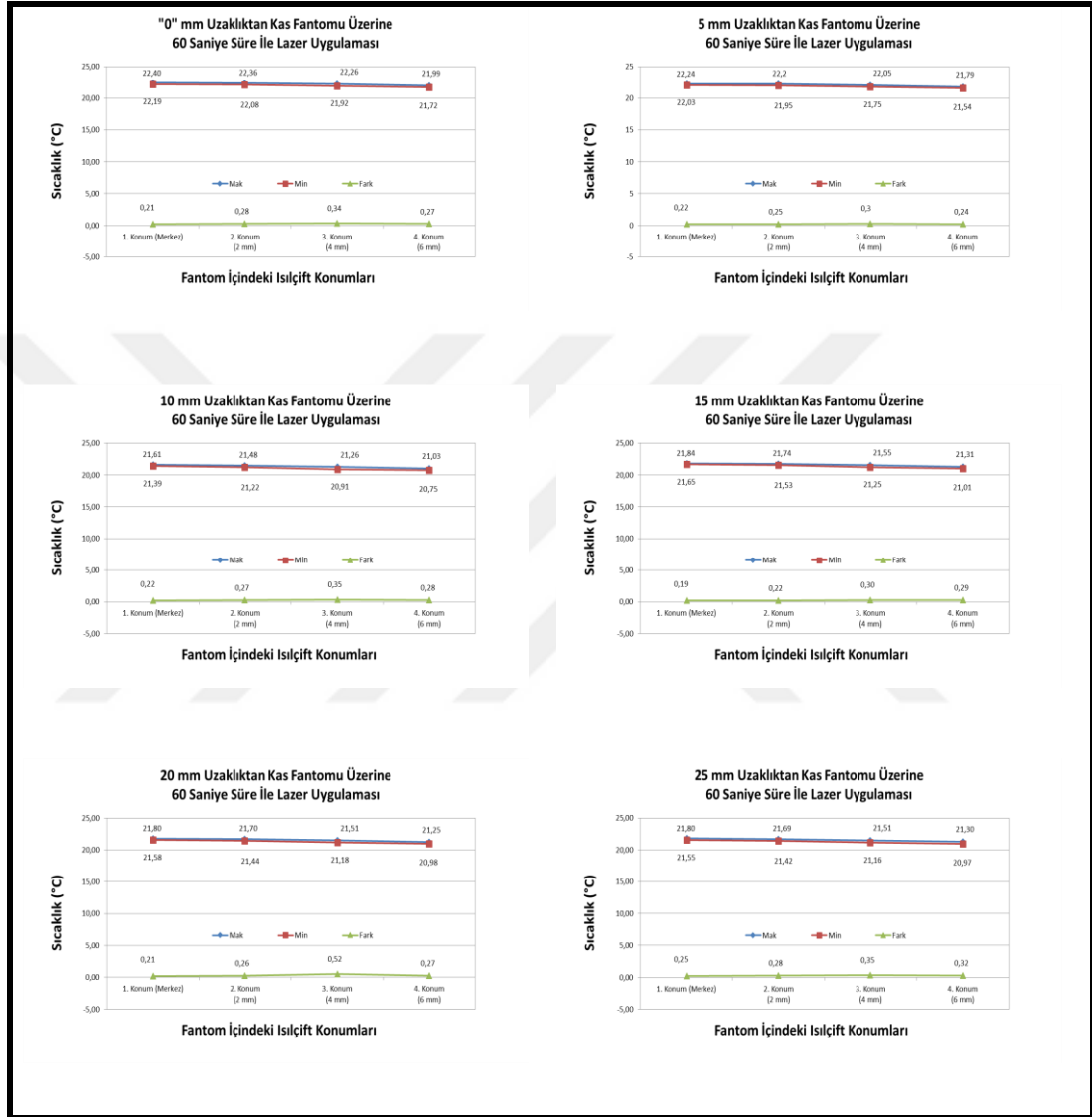
Grafiklerden de görüleceği üzere 40 saniye boyunca kas fantomu üzerinde lazer tarafından oluşturulan sıcaklık, en fazla 0,42 °C'lik bir sıcaklık artışı yaratarak yaklaşık 22,5 °C'ye çıkmaktadır. Bu sıcaklık değerleri 45 °C'nin altında olduğu için dokular üzerinde güvenlidir.

Aşağıda Şekil 4.99’da 60 saniye boyunca kas fantomu üzerine farklı mesafelerden 635 nm kırmızı lazer uygulandığında ölçülen sıcaklıklara ait grafikler bulunmaktadır.



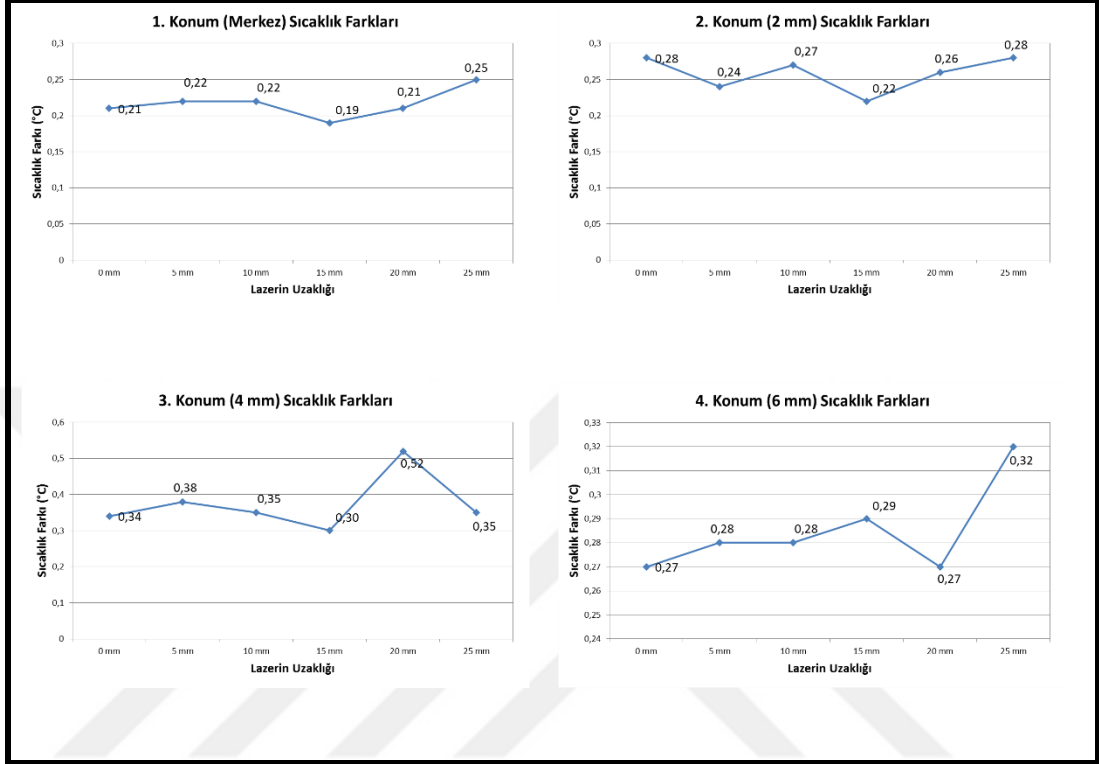
Şekil 4.99: 60 saniye boyunca kas fantomu 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.

Aşağıda Şekil 4.100'de 60 saniye boyunca kas fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farklarına ait grafikler bulunmaktadır.



Şekil 4.100: 60 saniye boyunca kas fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.

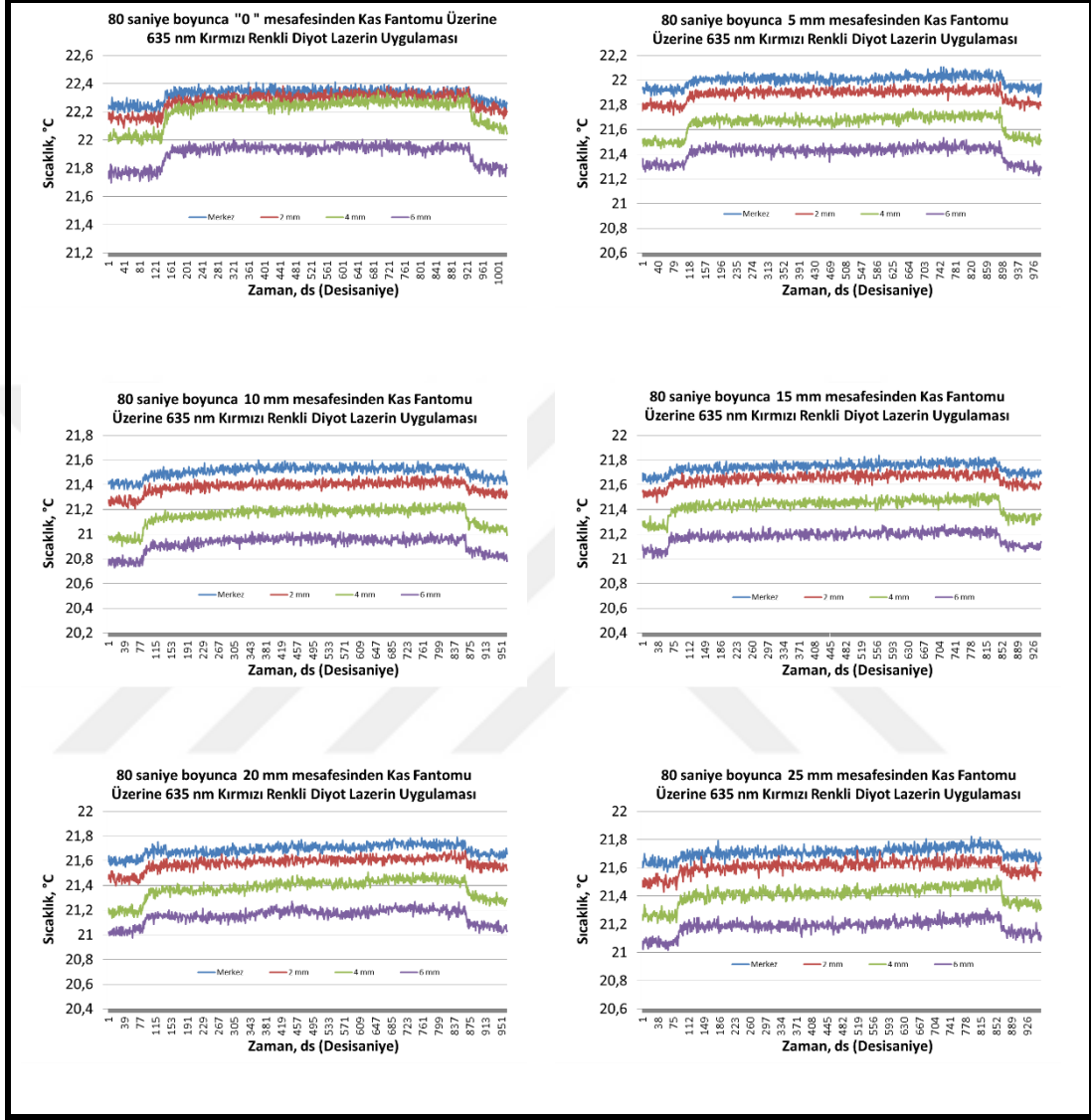
Isıl çiftlerin kas fantomu içindeki konumlarına göre 60 saniye boyunca ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farklarının grafiklerini çizdiğimizde aşağıda Şekil 4.101'deki grafikleri elde etmekteyiz.



Şekil 4.101: 60 saniye boyunca kas fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.

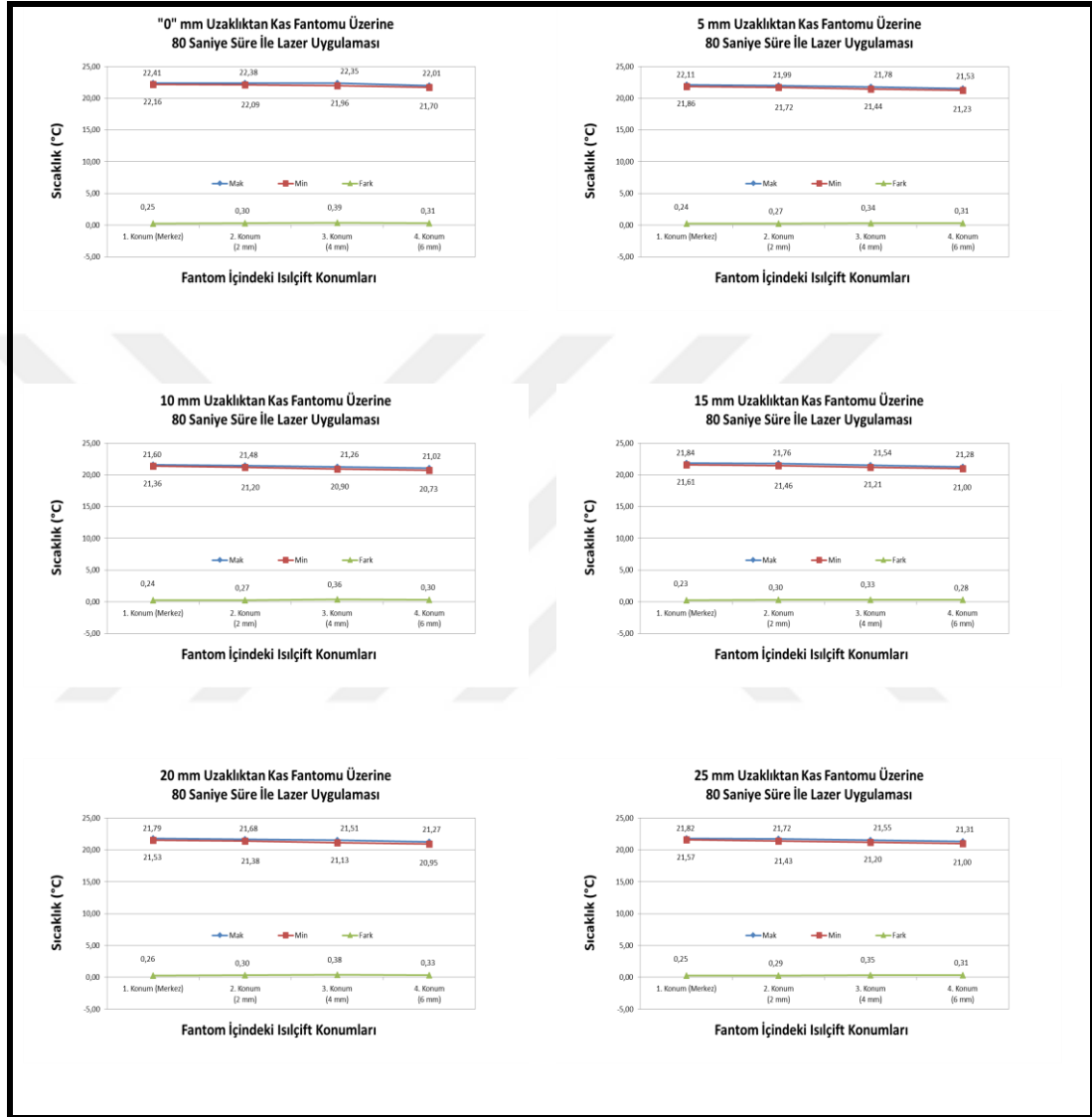
Grafiklerden de görüleceği üzere 60 saniye boyunca kas fantomu üzerinde lazer tarafından oluşturulan sıcaklık, en fazla 0,52 °C'lık bir sıcaklık artışı yaratarak yaklaşık 22,4 °C'ye çıkmaktadır. Bu sıcaklık değerleri 45 °C'nin altında olduğu için dokular üzerinde güvenlidir.

Aşağıda Şekil 4.102’de 80 saniye boyunca kas fantomu üzerine farklı mesafelerden 635 nm kırmızı lazer uygulandığında ölçülen sıcaklıklara ait grafikler bulunmaktadır.



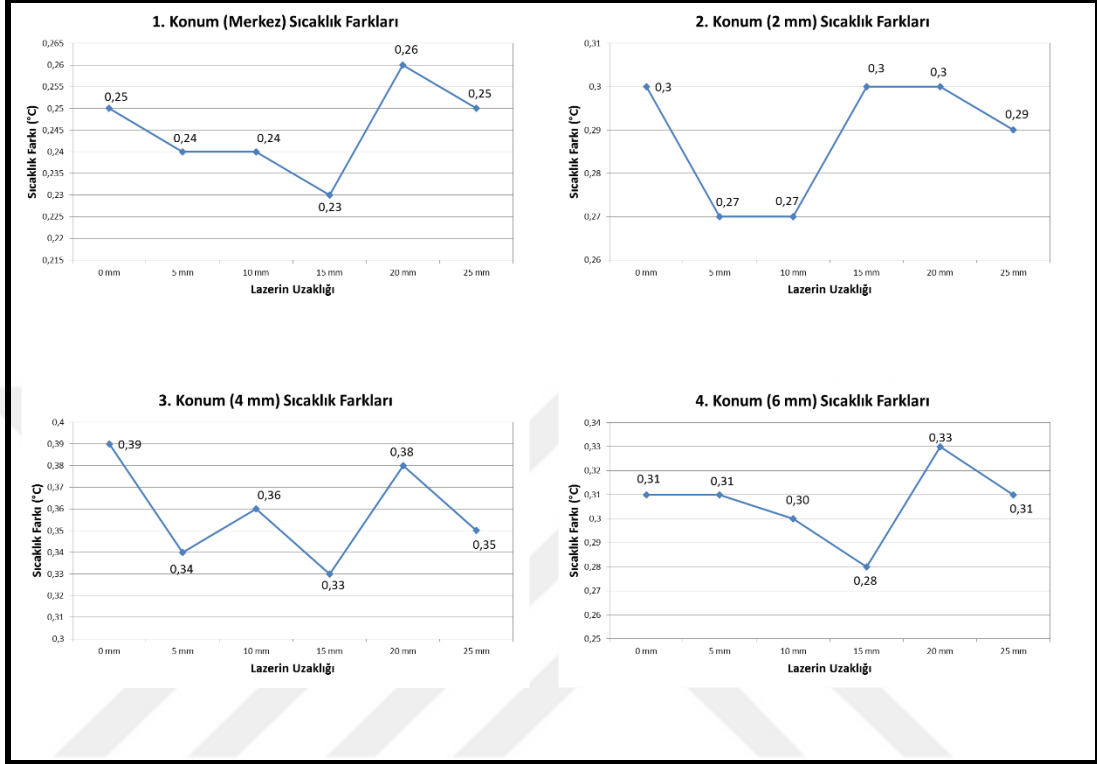
Şekil 4.102: 80 saniye boyunca kas fantomu 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile elde edilen sıcaklık grafikleri.

Aşağıda Şekil 4.103'te 80 saniye boyunca kas fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farklarına ait grafikler bulunmaktadır.



Şekil 4.103: 80 saniye boyunca kas fantomu üzerinde 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm mesafesinden 635 nm lazer uygulaması ile ısı çiftlerinden ölçülen maksimum sıcaklıklar, minimum sıcaklıklar ve sıcaklık farkları grafikleri.

Isıl çiftlerin kas fantomu içindeki konumlarına göre 80 saniye boyunca ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farklarının grafiklerini çizdiğimizde aşağıda Şekil 4.104'teki grafikleri elde etmekteyiz.



Şekil 4.104: 80 saniye boyunca kas fantomu üzerinde merkezdeki, 2. konumdaki, 3. konumdaki ve 4. konumdaki ısı çiftlerinden ölçülen sıcaklık farkları.

Grafiklerden de görüleceği üzere 80 saniye boyunca kas fantomu üzerinde lazer tarafından oluşturulan sıcaklık, en fazla 0,39 °C'lik bir sıcaklık artışı yaratarak yaklaşık 22,4 °C'ye çıkmaktadır. Bu sıcaklık değerleri 45 °C'nin altında olduğu için dokular üzerinde güvenlidir.

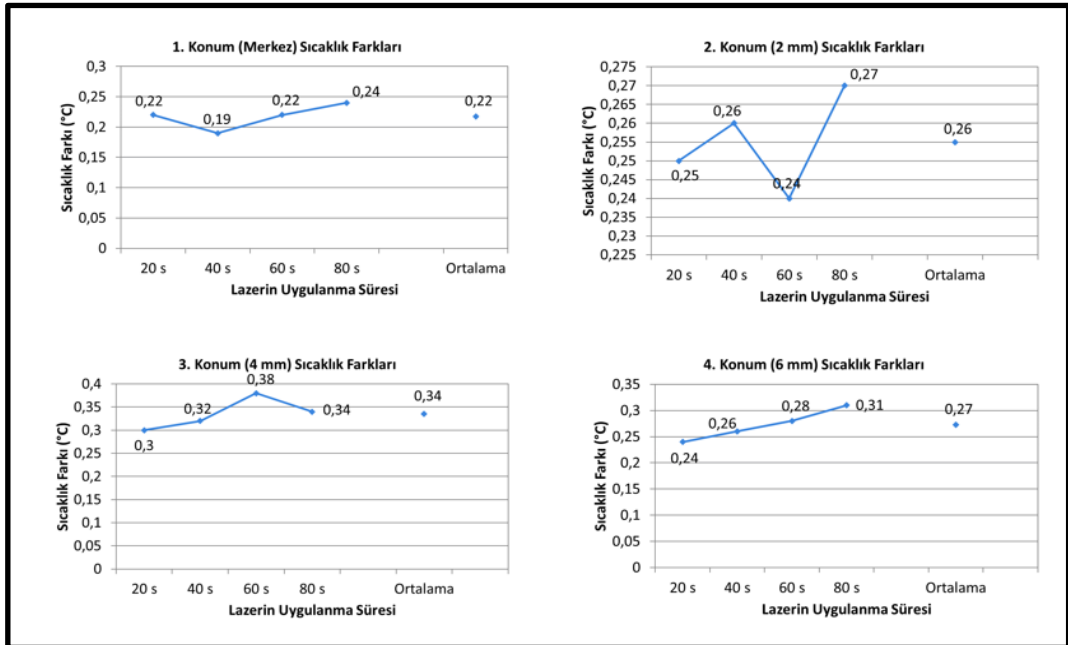
Farklı mesafelere göre farklı sürelerde de bu grafikleri çizdirdiğimizde daha anlaşılır grafikler elde etmek mümkün hale geliyor.

Örneğin sıfır konumunda, yani lazer ile fantom kontak halindeyken, fantom yüzeyinden 15 mm içeride olan ısı çiftleri tarafından ölçülen sıcaklıkları aşağıda Şekil 4.105'teki gibi görüyoruz.



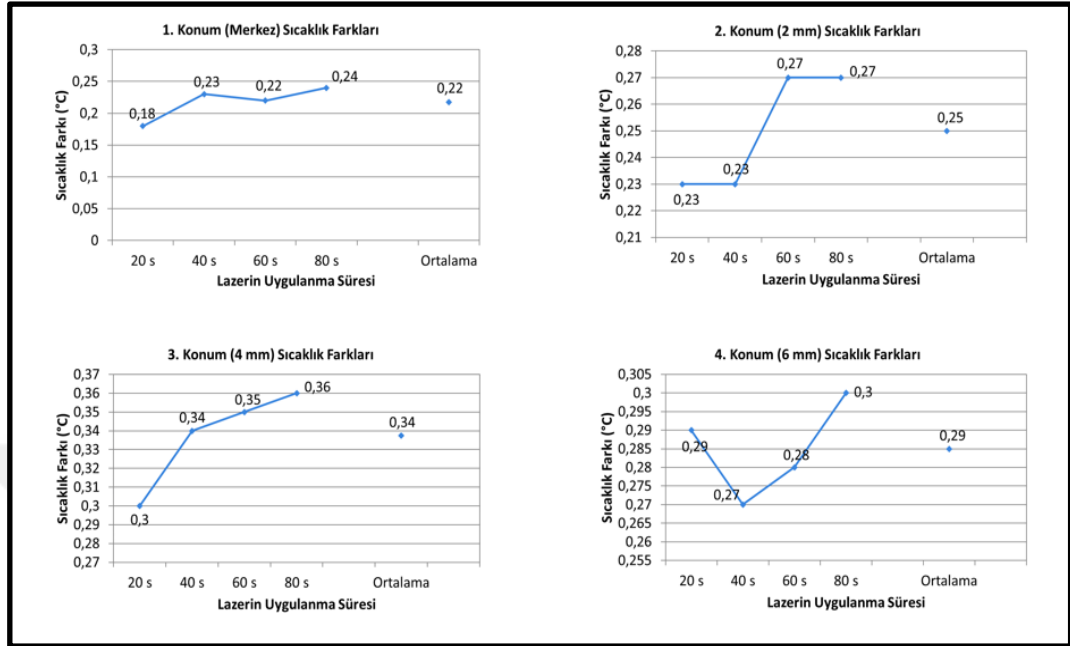
Şekil 4.105: Sıfır konumunda kas fantomu üzerinde ısı çiftler tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.

Lazer ile kas fantomu arasındaki mesafe 5 mm iken bulunan sonuçlar aşağıda Şekil 4.106’te gösterildiği gibi çıkmıştır.



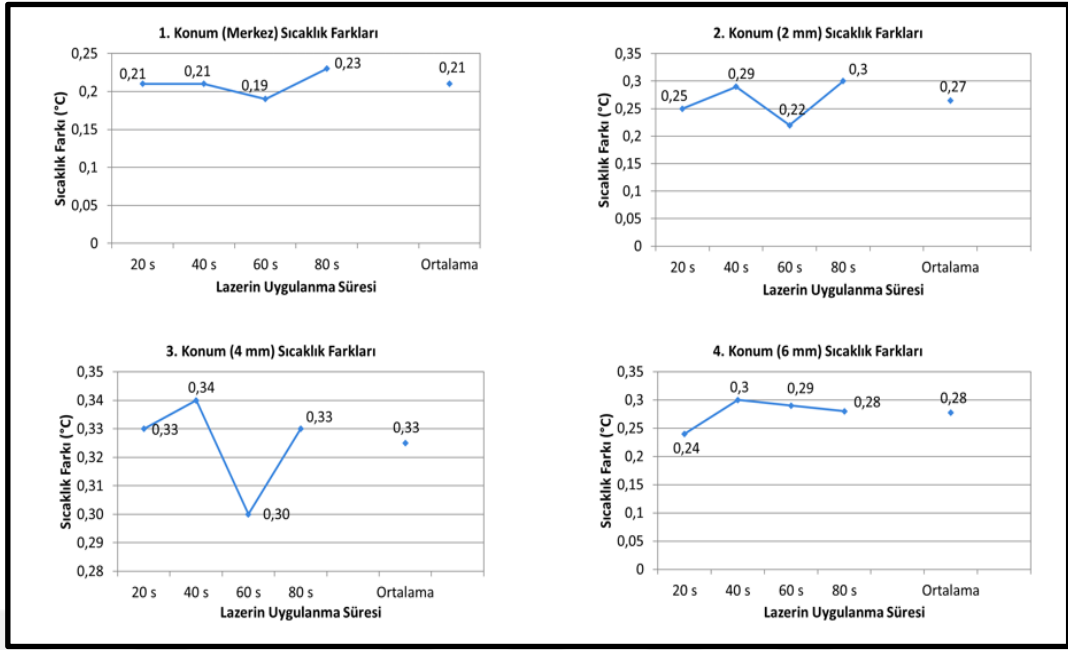
Şekil 4.106: Lazer ile kas fantomu arasındaki mesafe 5 mm iken ısı çiftler tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.

Lazer ile kas fantomu arasındaki mesafe 10 mm iken bulunan sonuçlar aşağıda Şekil 4.107’de gösterildiği gibi çıkmıştır.



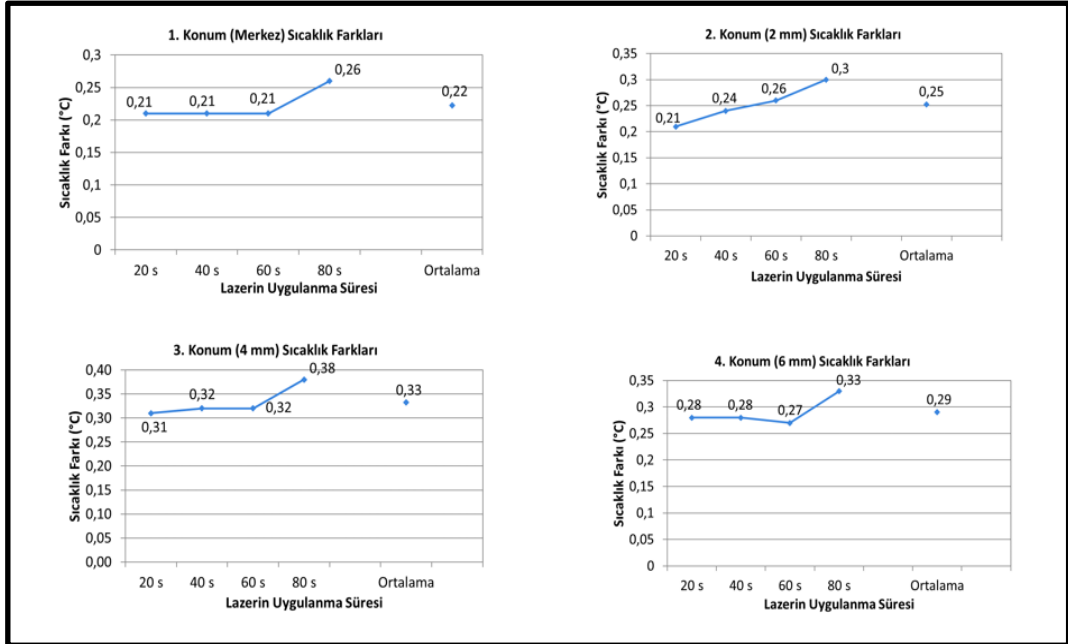
Şekil 4.107: Lazer ile kas fantomu arasındaki mesafe 10 mm iken ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.

Lazer ile kas fantomu arasındaki mesafe 15 mm iken bulunan sonuçlar aşağıda Şekil 4.108’de gösterildiği gibi çıkmıştır.



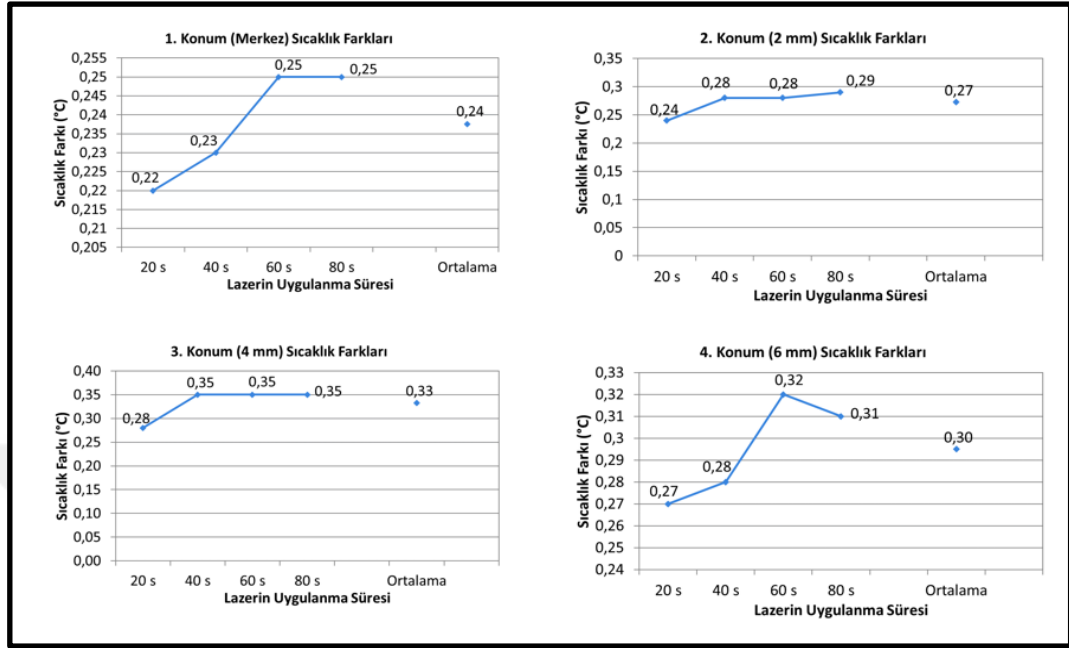
Şekil 4.108: Lazer ile kas fantomu arasındaki mesafe 15 mm iken ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.

Lazer ile kas fantomu arasındaki mesafe 20 mm iken bulunan sonuçlar aşağıda Şekil 4.109’de gösterildiği gibi çıkmıştır.



Şekil 4.109: Lazer ile kas fantomu arasındaki mesafe 20 mm iken ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.

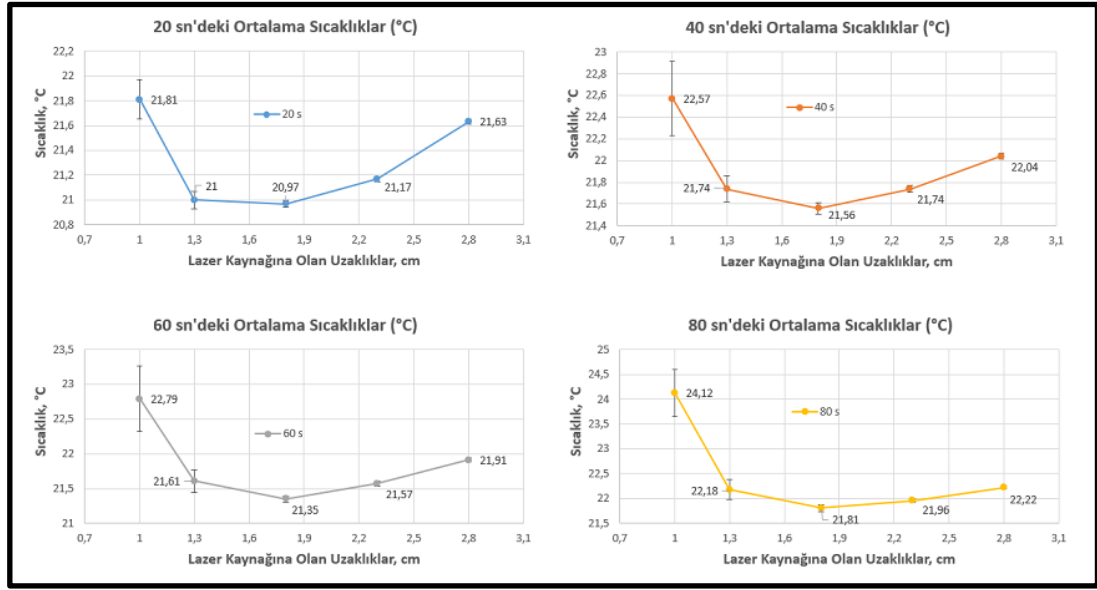
Lazer ile kas fantomu arasındaki mesafe 25 mm iken bulunan sonuçlar aşağıda Şekil 4.110'da gösterildiği gibi çıkmıştır.



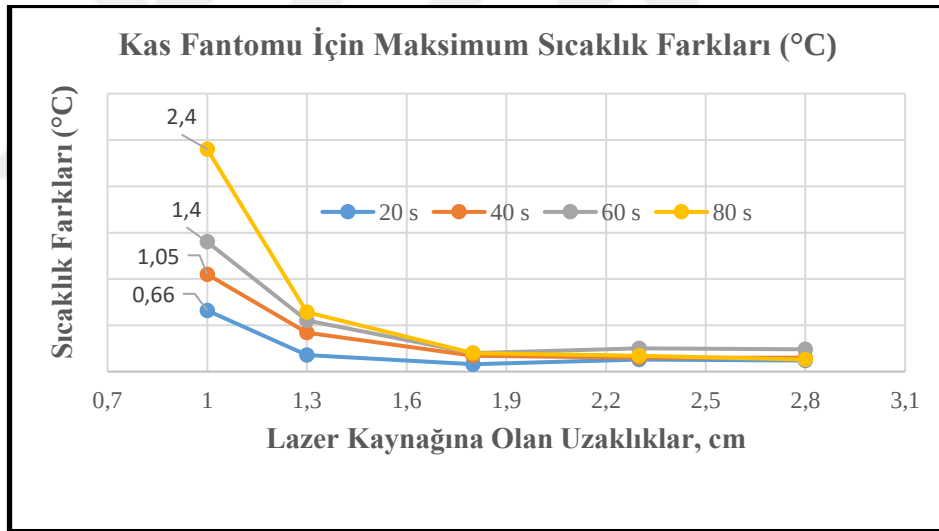
Şekil 4.110: Lazer ile kas fantomu arasındaki mesafe 25 mm iken ısı çiftleri tarafından farklı sürelerde ölçülen sıcaklık farkları.

4.3.3.2. MEDMET Sıcaklık Ölçüm Sistemi ile Kas Fantomu Üzerinde Yapılan İç Sıcaklık Ölçümleri

İlk olarak, lazer uygulanmadan önce kas fantomu içindeki ortam (referans) sıcaklıkları kaydedilmiştir. Daha sonra, önceden belirlenmiş uygun mesafelerden fantom kabına ayrı ayrı 20, 40, 60 ve 80 saniye süre ile lazer uygulanmıştır. Sıcaklıklar, her bir periyot için (20, 40, 60 ve 80 s) NTC tipi termistör sıcaklık sensörleri ile kaydedilmiştir. Daha sonra, lazer çalışırken algılanan maksimum sıcaklıklar ile lazer çalışmadığı sırada algılanan maksimum ortam sıcaklıkları arasındaki farklar her farklı mesafe için belirlenmiştir. Şekil 4.111, farklı mesafeler ve farklı lazer uygulama süreleri için belirlenen ortalama sıcaklıkları gösterirken, Şekil 4.112, farklı mesafeler ve farklı lazer uygulama süreleri için belirlenen maksimum sıcaklık farklarını göstermektedir. Şekilden de görüldüğü gibi, lazer uygulama süresi arttıkça ortalama sıcaklıklar artmaktadır. Bununla birlikte, kas fantomu için bu artış incelenen periyotlar için termal olmayan bir sıcaklık artışıdır (80 s için maksimum 2,4 °C).



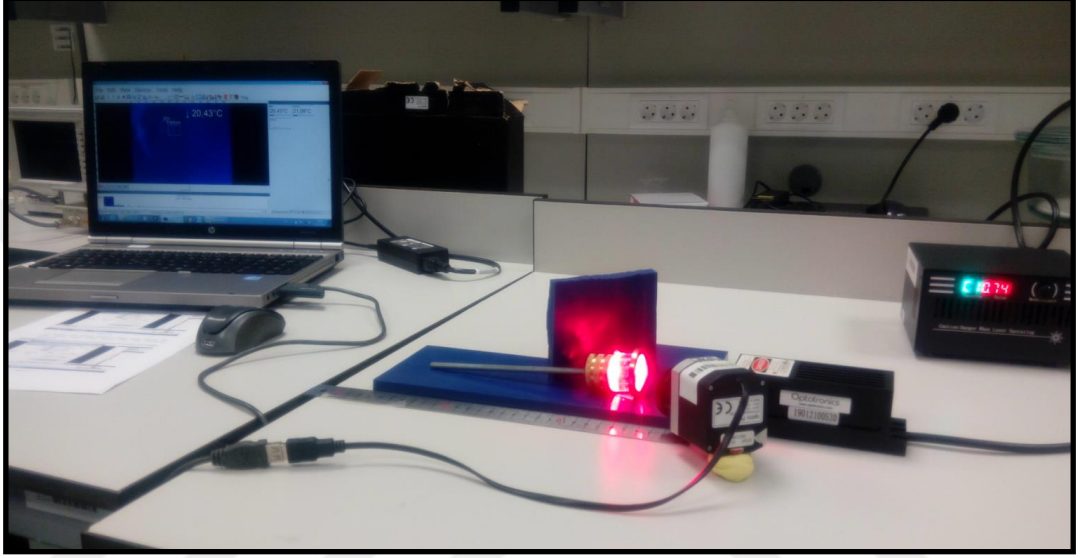
Şekil 4.111: Kas fantomu için farklı mesafeler ve farklı lazer uygulama süreleri için belirlenen ortalama sıcaklıkları.



Şekil 4.112: Kas fantomu için farklı mesafeler ve farklı lazer uygulama süreleri için belirlenen maksimum sıcaklık farkları.

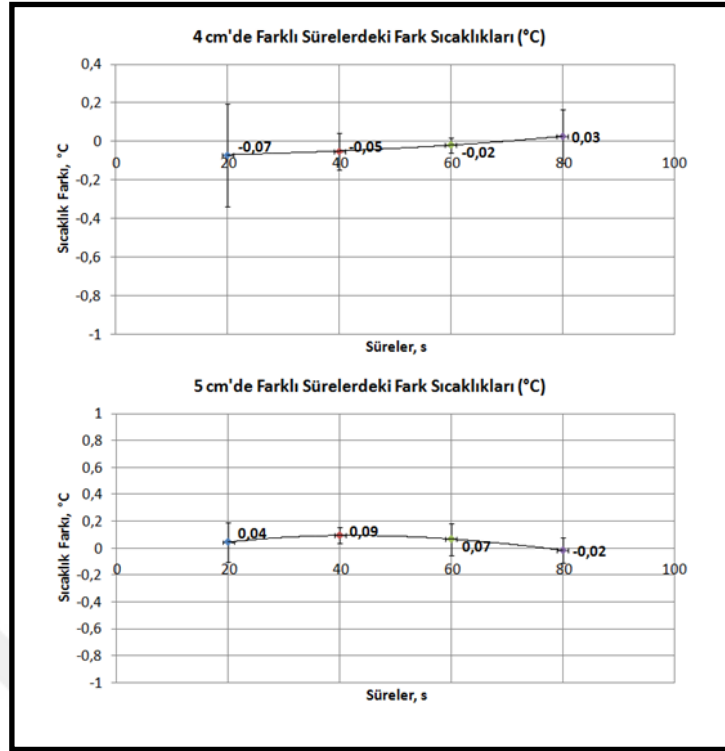
4.3.4. Lazer ile Fantomlar Üzerinde Termal Kamera ile Yapılan Yüzey Sıcaklığı Ölçümleri

Zerdine fantomu ile iç sıcaklıklar ölçüldükten sonra Zerdine fantomunun yüzey sıcaklıklarını da ölçmek istedik. Bunun için kurulan infrared (kızıl ötesi) kamera düzeneği aşağıda Şekil 4.113'te gösterilmiştir.

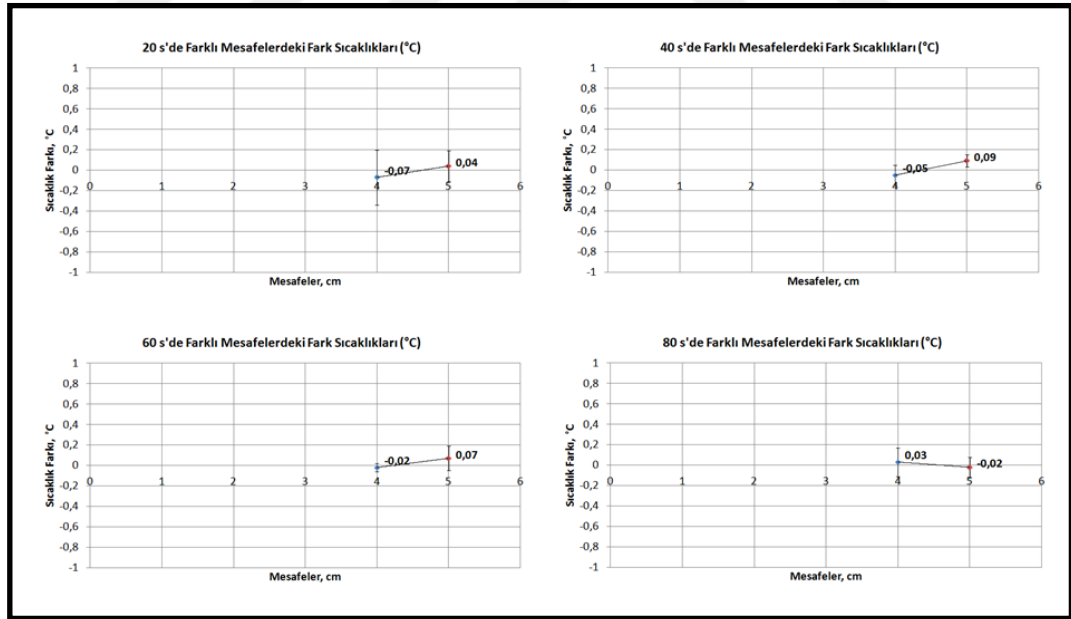


Şekil 4.113: Zerdine fantomunda lazer ışığının yol açtığı yüzey sıcaklıkları için kurulan ölçüm düzeneği.

Zerdine fantomu ile yüzey sıcaklıkları ölçümünde her bir mesafe ölçümü şu şekilde yapılmıştır. Öncelikle lazer açılmış, beyaz lazer ışınının spot noktası ekranda belirlendikten sonra elips şeklindeki konum belirteci ile markalama yapılmıştır. Daha sonra lazer soğutulmuştur ve lazer kapalı durumdayken referans ortam sıcaklıkları kaydedilmiştir. Daha sonra lazer açılmış ve 1 dakika sonundaki sıcaklıklar kaydedilmiştir. Bu işlem en az 3 defa tekrarlanmış ver her tekrar öncesi 1 dakika beklenmiştir. Aşağıda Şekil 4.114'te 4 ve 5 cm uzaklıklar için farklı sürelerde ölçülen yüzey sıcaklıkları gösterilmektedir. Şekil 4.115'te ise 20, 40, 60 ve 80 s süreler için farklı uzaklıklarda ölçülen yüzey sıcaklıkları verilmektedir.



Şekil 4.114: 4 ve 5 cm uzaklıktan farklı sürelerde ölçülen yüzey sıcaklıkları.



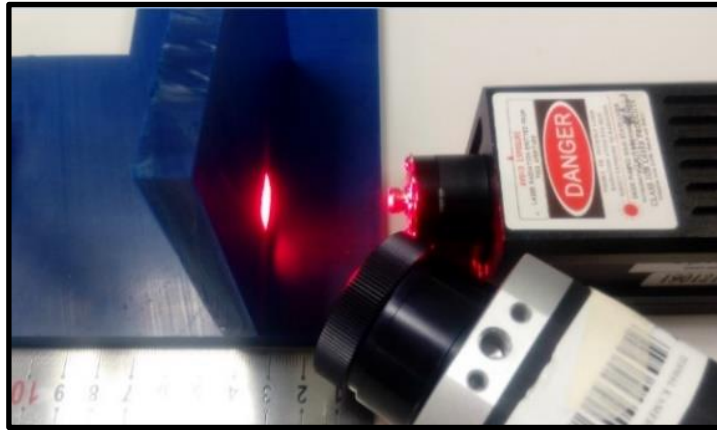
Şekil 4.115: 20, 40, 60 ve 80 saniye sürelerde farklı uzaklıklarda ölçülen yüzey sıcaklıkları.

Zerdine fantomu için yüzey sıcaklıklarında anlamlı sıcaklık artışları yakalanamamıştır. Aynı ölçümler agar ve kas fantomları için de tekrarlanmış ancak bu fantomlar için de anlamlı sıcaklık artışları bulunamamıştır. Bu durum, Zerdine fantomu için cam gibi şeffaf bir yapıda olmasından; agar ve kas fantomları için de fantomların beyaz renkte olmasından dolayı (saçılma ve yansımaların çok fazla olması nedeniyle) olduğu kanaatine varılmış ve bunu doğrulamak için agar ve kas fantomlarının yüzeyi farklı renklere boyanarak ölçümler tekrarlanmış ve sıcaklık artışları bu sefer yakalanmıştır. Aşağıda Şekil 4.116’da yüzey sıcaklığı ölçümünde kullanılan boyalı fantomlar görülebilir.



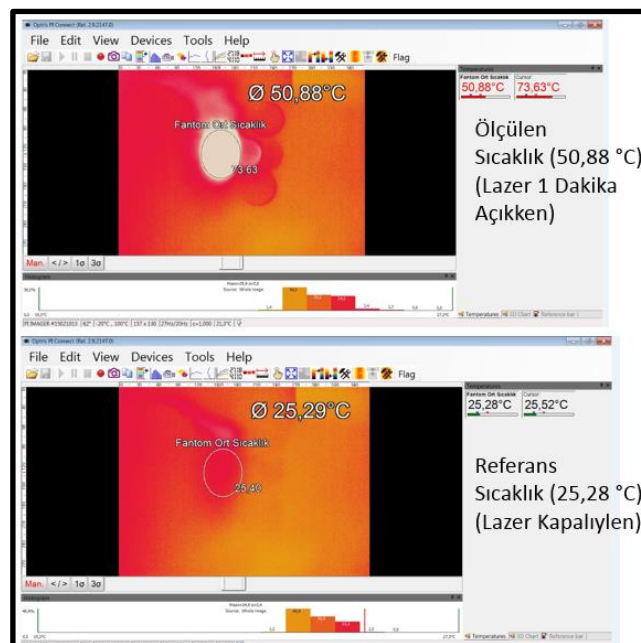
Şekil 4.116: Farklı boyalara boyanan fantom yüzeyleri.

Durumdan daha da emin olmak için bu sefer ultrasonik çalışmalarda absorber olarak kullanılan mavi renkli özel bir soğurucu malzeme yüzeyinde, yüzey sıcaklık ölçümlerinin yapılması kararlaştırılmıştır. Aşağıda bu ölçüm sonuçları verilecektir. Absorber ile yüzey sıcaklıkları ölçümü, fantom yüzeyi ile lazer arasındaki mesafe 0,5 cm’den (5 mm) 5 cm’e kadar yarımşar cm artırılarak yapılmıştır. Absorber kullanılarak yüzeyden alınan sıcaklık ölçümleri aşağıda Şekil 4.117’te gösterildiği gibi alınmıştır.



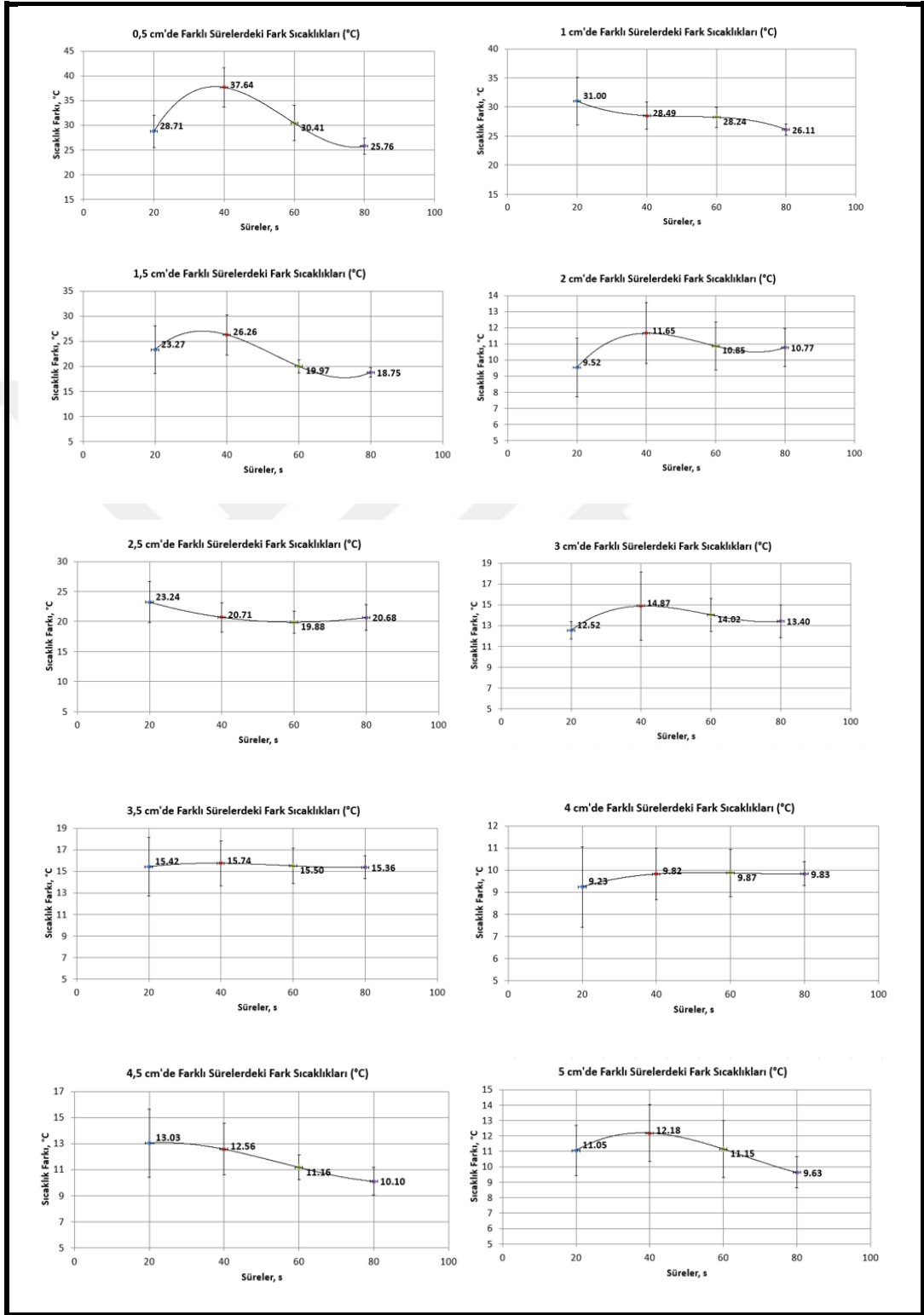
Şekil 4.117: Absorber kullanılarak yapılan yüzey sıcaklık ölçümü.

Her bir mesafe ölçümü şu şekilde yapılmıştır. Öncelikle lazer açılmış, beyaz lazer ışınının spot noktası ekranda belirlendikten sonra elips şeklindeki konum belirteci ile markalama yapılmıştır. Daha sonra lazer soğutulmuştur ve lazer kapalı durumdayken referans sıcaklıklar kaydedilmiştir. Daha sonra lazer açılmış ve 1 dakika sonundaki sıcaklıklar kaydedilmiştir. Bu iki ölçüme ait sıcaklık ölçüm ekranları aşağıda Şekil 4.118’de verildiği gibidir. Bu işlem en az 3 defa tekrarlanmış ver her tekrar öncesi 1 dakika beklenmiştir. Mesafe değiştirilirken (yani örneğin 0,5 cm’den 1 cm’e geçerken) bekleme süresi ise 2 dakika olarak alınmıştır.



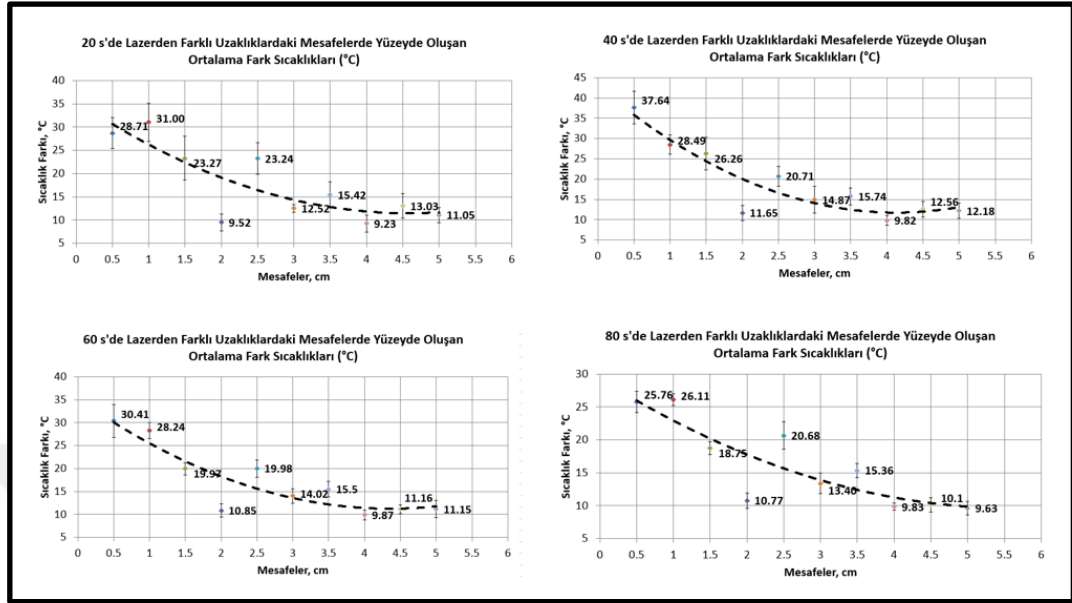
Şekil 4.118: Yüzey sıcaklıkları ölçüm ekranları.

Farklı mesafelerde, 20, 40, 60 ve 80 saniye sürelerde ölçülen yüzey sıcaklık farkları aşağıda Şekil 4.119’da görülebilir.



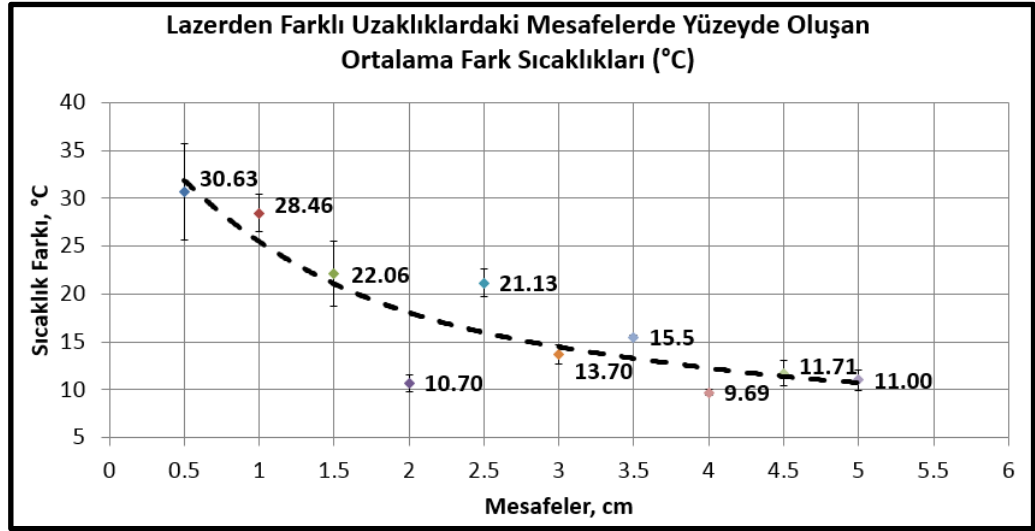
Şekil 4.119: Farklı mesafelerde, 20, 40, 60 ve 80 s sürelerde ölçülen yüzey sıcaklık farkları.

Her bir mesafedeki 20, 40, 60 ve 80 s sürelerince tespit edilen sıcaklıkların farklarının grafiği aşağıda Şekil 4.120’de verilmiştir.



Şekil 4.120: Farklı mesafelerde, 20, 40, 60 ve 80 s sürelerde ölçülen yüzey sıcaklık farkları.

Her bir mesafedeki 20, 40, 60 ve 80 s sürelerince tespit edilen sıcaklıkların farklarının ortalamaları alınarak farklı mesafelerdeki yüzeyde oluşan ortalama sıcaklık yükselme eğilimini de tespit edebiliriz. Bu durumun grafiksel gösterimi aşağıda Şekil 4.121’da gösterildiği gibi çıkmıştır. Grafikten de görülebileceği gibi 5 mm’de sıcaklık yükselmesi yaklaşık 31 °C’ye kadar çıkmakta ve daha sonra mesafe ile doğru orantılı bir şekilde azalmaktadır.



Şekil 4.121: Lazerden farklı mesafelerdeki yüzeyde oluşan ortalama sıcaklık yükselme eğilimi.

Zerdine, agar ve kas fantomları için yüzey sıcaklıklarında anlamlı sıcaklık artışları yakalanamamış olmasına rağmen, farklı renklere boyanan fantomlarda ve mavi renkli özel bir soğurucu malzeme yüzeyinde anlamlı sıcaklık artışları yakalanmıştır. Bu durum yapıya rengini veren kromoforun varlığı ile açıklanabilir. Kromofor bir moleküle rengini veren parçasıdır. Kozmetik sağlık uygulamalarında kromoforlar lazer epilasyon gibi prosedürlerde ve yaşlılık lekelerinin giderilmesi gibi diğer bazı kozmetik cilt prosedürlerinde hedeflenen yapılardır. Örneğin ciltteki kromoforlardan biri olan melanin kromoforu, lazer tarafından hedeflenir. Lazer, kromofor dışındaki yapıları ısıtmadan bırakırken kromofor tarafından soğurulur. Örneğin epilasyondan sadece saç folikülünün ısıtılması ve çevredeki dokuların etkilenmemesi nedeniyle sadece folikül zarar görür ve tüylerin/saç kıllarının yeniden büyümesi yavaşlatılmış olur veya önlenir. Aynı şekilde yaşlılık lekelerinde de bu süreç işler. Ciltte yaşla birlikte ortaya çıkan koyu pigmentasyon alanlarının görünümü bu şekilde azaltılmaktadır. Bununla birlikte, invazif olmayan lazer tedavisi ile kromoforların erişilebilir tümörlerin tedavisi için yararlı olma potansiyeli de bulunmaktadır. Bazı araştırmacılar belirli kromoforları belirli ışık dalga boylarına maruz bırakarak lazer tedavisi ile erişilebilir bir tümörün yok olabileceğini düşünmektedirler [159]. Bu yaptığımız çalışmada da Zerdine fantomunun renksiz, şeffaf yapıda olması nedeniyle sıcaklık artışları meydana getirmemesi, ancak buna karşılık mavi renkte özel bir soğurucu malzemenin anlamlı sıcaklık artışlarına yol açması kromofor yapıyı

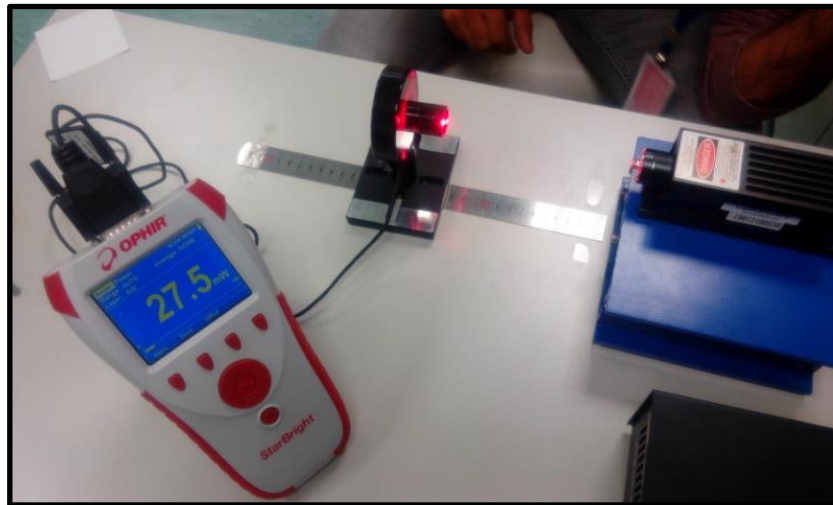
açıklayan güzel bir örnek olmuştur. Şekil 4.122’de de görüleceği üzere 5 mm’lik mesafede 60 ve 80 saniyelik sürelerde sıcaklık 100 derecelerinin çok çok üstüne çıkmış ve absorberın kömürleştiği görülmüştür. Bu durum, açık bir biçimde düşük seviye lazer sistemlerinin de güvenlik açısından dikkat edilmesi gereken noktaları olduğunu göstermektedir. Düşük seviye lazerlere yakın mesafelerde uzun süreli maruziyetten kesinlikle kaçınılmalıdır.



Şekil 4.122: Mavi renkli özel soğurucu malzemenin yakın mesafede kömürleşmesi.

4.3.5. Lazerin Optik Güç Ölçümü

Deneylere başlamadan önce, lazerin maksimum güç kurulumu (400 mW) için farklı mesafelere göre lazer optik güç yoğunluğunun karakterizasyonu da yapılmıştır. Lazer optik güç yoğunluğu için kurulan sistem Şekil 4.123’ten görülebilir.



Şekil 4.123: Lazer optik güç yoğunluğu ölçüm sistemi.

Lazer sistemi ile optik güç yoğunluğu hesabı aşağıdaki işlem basamakları ile gerçekleştirilmiştir.

- i) Öncelikle lazer kaynağı, optik güç ölçere bağlı termal sensör ve gerekli ekipmanlar doğru şekilde konumlandırılarak sistemin ön hazırlığı yapılmıştır.
- ii) Lazer kaynağı maksimum seviyede ışın üretecek şekilde ayarlanmıştır.
- iii) Lazer kaynağı ile termal sensör arasındaki mesafe 0-15 cm arasında yarımşar santimetre artırılarak ölçümler alınmıştır.
- iv) Bu ölçümlerde ilk olarak optik güç ölçer kullanılarak her yarım santimetrede bir ışının merkez noktasından optik güç değerleri ölçülmüştür.
- v) Bu alınan ölçümler her yarımşar santimetrede üçer defa ölçülmüş ve ortalamaları hesaplanmıştır.
- vi) Daha sonra optik güç ölçer kaldırılarak optik ışının önüne bir hedef konulmuştur. Bu hedef üzerine gelen ışının çapları aynı şekilde her yarımşar santimetrede bir ölçülmüştür.
- vii) Aynı mesafelerde bulunan ışının çap ölçümü ve optik güç ölçümünün ortalaması kullanılarak aşağıdaki 4.1'deki formül vasıtasıyla güç yoğunlukları W/cm^2 olarak hesaplanmıştır.

$$\text{Güç Yoğunluğu} = \frac{P}{A} \quad (4.1)$$

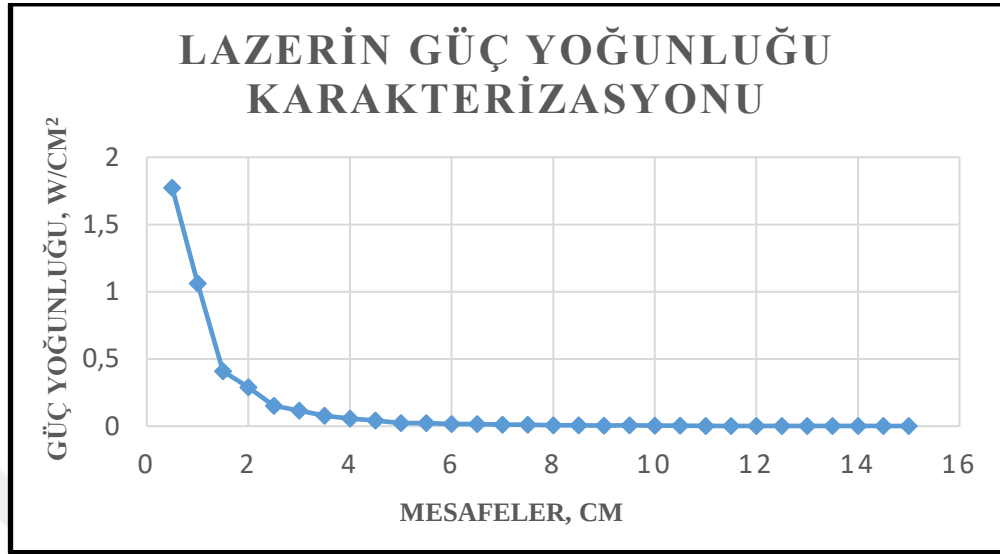
burada, P: Güç Ortalaması, Watt (W) ve A: Alan (πr^2), cm^2 'dir.

Lazerin optik güç yoğunluğu karakterizasyonunda yapılan işlem aşağıda Şekil 4.124'de görselleştirilmiştir.



Şekil 4.124: Lazerin optik güç yoğunluğunun belirlenmesi.

Deneylerde kullanılan lazerin belirlenen karakterizasyon eğrisi aşağıda Şekil 4.125'te görülebilir.



Şekil 4.125. Lazerin belirlenen optik güç yoğunluğu eğrisi.

Lazer güvenlik değerlendirmesi için literatürde “Maksimum İzin Verilen Maruz Kalma (MPE)” terimi kullanılmaktadır. MPE, gözde veya ciltte tehlikeli etkiler veya biyolojik değişiklikler olmadan bir kişinin maruz kalabileceği maksimum lazer radyasyonu seviyesidir. MPE, lazerin dalga boyu, ilişkili enerji ve maruz kalma süresi ile belirlenir. Lazerlerin insan sağlığı açısından değerlendirilmesi IEC 60825-1 ve ANSI Z136.1 standartlarında tanımlanmıştır. Bu çalışmada kullanılan lazerin güvenlik değerlendirmesi ANSI Z136.1 standardına göre yapılmıştır. ANSI Z136.1 standardının *Tablo 5a'sı*, farklı zamanlarda oküler/göz maruziyeti için güvenli sınır değerlerinin hesaplanmasına izin verirken, ANSI Z136.1 standardının *Tablo 6* ve *Tablo 7'si*, deri için farklı süreler için sınır değerlerinin hesaplanmasına izin vermektedir. Örneğin, oküler maruziyet için MPE, 0,400 μm ile 0,700 μm dalga boyu arasındaki görünür bölgede 18×10^{-6} saniyeden 10 saniyeye kadar $1,8 t^{0,75} \times 10^{-3} \text{ J/cm}^2$ 'dir ve 0,500 μm ve 0,700 μm dalga boyu arasındaki görünür bölgede 10 saniyeden 3×10^{-4} saniyeye kadar MPE $1 \times 10^{-3} \text{ W/cm}^2$ 'dir. Yine cilt maruziyeti için, 0,400 μm ile 1,400 μm dalga boyu arasındaki görünür bölgede, 10^{-7} saniye ile 10 saniye arasında MPE $1,1 C_A t^{0,25}$ 'tir. MPE 0,400 μm ile 1,400 μm dalga boyu arasındaki görünür bölgede 10 saniye ile 3×10^{-4} saniye arasında $0,2 C_A \text{ W/cm}^2$ 'dir. C_A 'nın değeri 0,400 μm ile 0,700 μm arasındaki dalga boyu bölgesi için 1,0'dır.

10 saniyeye kadar kullanılan lazer için hesaplanan "İzin Verilen Maksimum Maruz Kalma (MPE)" değerleri Tablo 4.5'te aşağıdaki gibi bulunmuştur.

Tablo 4.5: 10 saniyeye kadar kullanılan lazer için hesaplanan MPE değerleri.

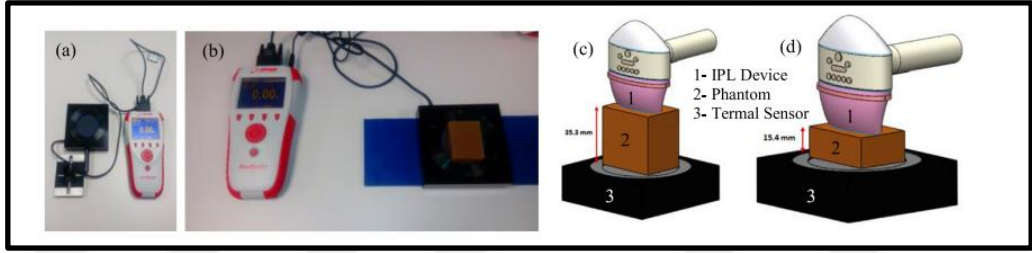
10 saniye için hesaplanan Enerji Yoğunluğu	Oküler / Göz Maruziyeti için	Cilt/Deri maruziyeti için
	1 mW/cm ²	200 mW/cm ²

Bu nedenle bu çalışmada kullanılan lazere en az 15 cm mesafeden gözle ve minimum 2,5 cm mesafeden cilde temas ettirilmelidir.

4.4. Yoğun Atımlı Işık (IPL) ile Yapılan Sıcaklık ve Optik Güç Ölçümleri

IPL cihazı ile sıcaklık ölçümleri için, Physitemp T tipi ultra ince ısıl çiftler agar, Zerdine ve kas fantomlarının her birine ayrı ayrı yüzeyden itibaren fantomun 15 mm içerisine yerleştirilmiştir. Isıl çiftler arasındaki mesafe birbirinden 2 mm olacak şekilde tasarlanmıştır. Fantomlar içindeki çok kanallı sıcaklık ölçümleri için PC tabanlı veri toplama ve izleme arabirim sistemi ile veriler toplanmıştır.

IPL'deki optik güç ölçümlerinde Ophir marka StarBright model optik güç ölçer ve Ophir marka L50(300)A-IPL tipi termal sensör kullanılmıştır. Kullanılan optik güç ölçer ve termal sensör aşağıda Şekil 4.126'da görülebilir.



Şekil 4.126: Kullanılan optik güç ölçer ve termal sensör, (b) Fantomun termal sensör üzerindeki konumu. (c) 35,3 mm derinlik ve (d) 15,4 mm derinlik için optik güç ölçümünün gösterimi.

IPL ile yapılan iç sıcaklık ölçümü aşağıdaki Şekil 4.127'de görüldüğü gibidir.



Şekil 4.127: IPL ile kas fantom ile yapılan bir sıcaklık ölçüm çalışması.

4.4.1. Agar Fantomu Üzerinde IPL ile Yapılan Sıcaklık Ölçümleri

Agar fantomu üzerinde IPL ile yapılan sıcaklık ölçüm sonuçları aşağıda Tablo 4.6 ve Tablo 4.7’de özetlenmiştir.

Tablo 4.6: Agar fantomu içindeki ısı çiftleri tarafından tespit edilen sıcaklıklar.

Güç Seviyesi	Isıl Çift-1 (°C)	Isıl Çift-2 (°C)	Isıl Çift-3 (°C)	Isıl Çift-4 (°C)	Ortalama
1.Güç Seviyesi	22,3 ± 0,3	22,3 ± 0,3	22,8 ± 0,4	22,5 ± 0,3	22,3 ± 0,3
2.Güç Seviyesi	22,2 ± 0,6	22,3 ± 0,7	22,9 ± 1,4	23,1 ± 1,5	22,2 ± 0,6
3.Güç Seviyesi	23,5 ± 2,5	24,1 ± 1,2	24,7 ± 1,6	24,1 ± 0,6	23,5 ± 2,5
4.Güç Seviyesi	26,7 ± 2,1	28,1 ± 2,7	28,6 ± 2,9	27,8 ± 1,0	26,7 ± 2,1
5.Güç Seviyesi	29,5 ± 3,3	31,5 ± 4,3	33,2 ± 4,6	31,4 ± 1,9	29,5 ± 3,3

Tablo 4.7: Her bir IPL güç seviyesinde agar fantomu içinde ısı çiftleri tarafından tespit edilen maksimum sıcaklıklar.

Güç Seviyesi	Maksimum Sıcaklıklar (°C)
1. Güç Seviyesi	23,5
2. Güç Seviyesi	24,4
3. Güç Seviyesi	26,7
4. Güç Seviyesi	32,3
5. Güç Seviyesi	37,7

4.4.2. Zerdine Fantomu Üzerinde IPL ile Yapılan Sıcaklık Ölçümleri

Zerdine fantomu üzerinde IPL ile yapılan sıcaklık ölçüm sonuçları aşağıda Tablo 4.8 ve Tablo 4.9’de özetlenmiştir.

Tablo 4.8: Zerdine fantomu içindeki ısı çiftler tarafından tespit edilen sıcaklıklar.

Güç Seviyesi	Isıl Çift-1 (°C)	Isıl Çift-2 (°C)	Isıl Çift-3 (°C)	Isıl Çift-4 (°C)	Ortalama
1.Güç Seviyesi	22,4 ± 1,7	22,6 ± 1,9	22,5 ± 2,6	22,5 ± 2,1	22,5 ± 0,1
2.Güç Seviyesi	25,1 ± 1,7	25,4 ± 1,8	25,8 ± 2,7	25,6 ± 1,9	25,4 ± 0,3
3.Güç Seviyesi	27,2 ± 3,3	27,8 ± 3,7	27,5 ± 5,4	28,1 ± 3,9	27,7 ± 0,4
4.Güç Seviyesi	29,3 ± 1,8	30,1 ± 2,1	30,8 ± 1,3	30,4 ± 1,9	30,2 ± 0,6
5.Güç Seviyesi	32,6 ± 0,5	33,8 ± 0,8	34,1 ± 1,6	33,2 ± 1,2	33,4 ± 0,7

Tablo 4.9: Her bir IPL güç seviyesinde Zerdine fantomu içinde ısı çiftler tarafından tespit edilen maksimum sıcaklıklar.

Güç Seviyesi	Maksimum Sıcaklıklar (°C)
1.Güç Seviyesi	25,6
2.Güç Seviyesi	28,4
3.Güç Seviyesi	32,3
4.Güç Seviyesi	32,2
5.Güç Seviyesi	36,2

4.4.3. Kas Fantomu Üzerinde IPL ile Yapılan Sıcaklık Ölçümleri

Kas fantomu üzerinde IPL ile yapılan sıcaklık ölçüm sonuçları aşağıda Tablo 4.10 ve Tablo 4.11’de özetlenmiştir.

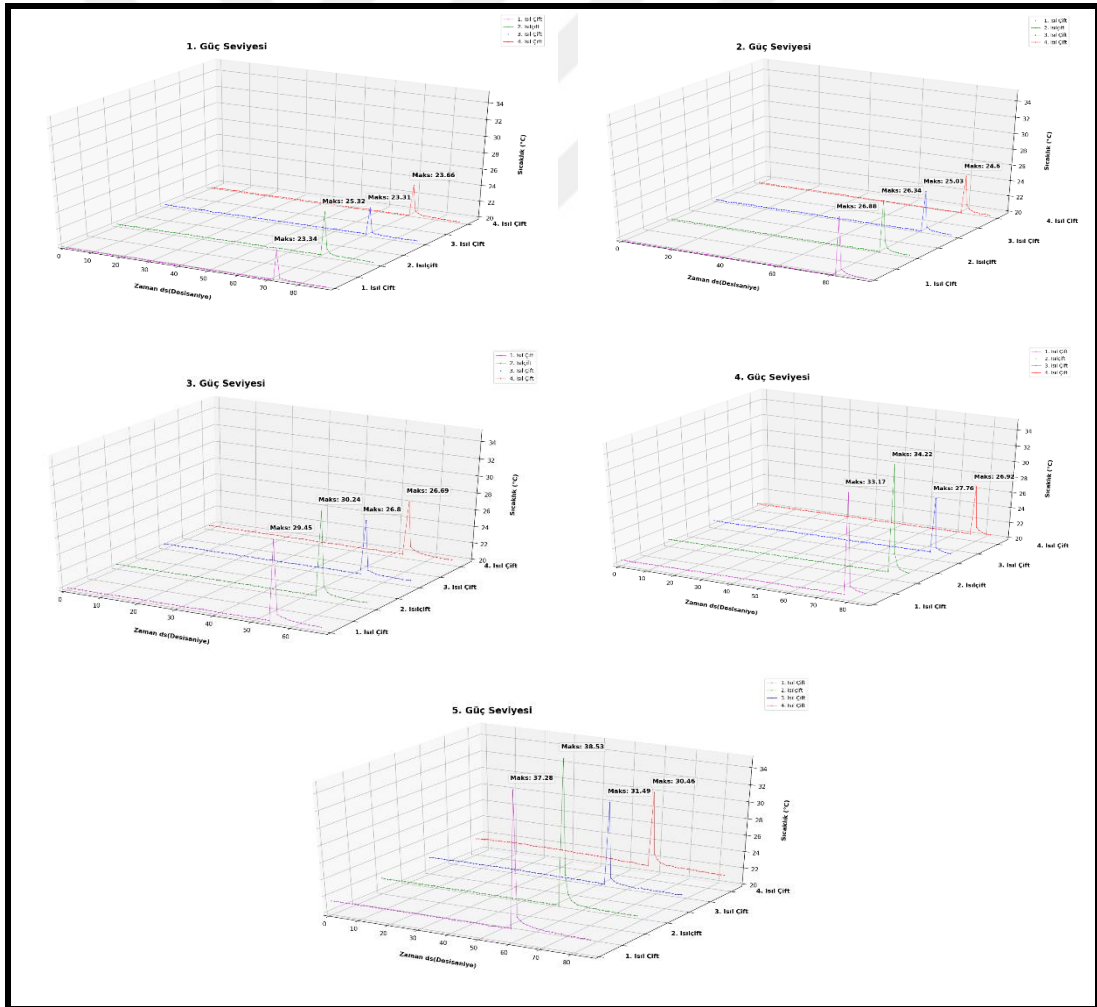
Tablo 4.10: Kas fantomu içindeki ısı çiftler tarafından tespit edilen sıcaklıklar.

Güç Seviyesi	Isıl Çift-1 (°C)	Isıl Çift-2 (°C)	Isıl Çift-3 (°C)	Isıl Çift-4 (°C)	Ortalama
1.Güç Seviyesi	23,2 ± 2,9	24,8 ± 2,7	22,7 ± 2,0	22,8 ± 1,7	23,4 ± 1,0
2.Güç Seviyesi	26,2 ± 1,5	27,0 ± 1,1	24,8 ± 0,7	24,8 ± 0,5	25,7 ± 1,1
3.Güç Seviyesi	30,2 ± 1,4	30,8 ± 0,9	27,0 ± 0,8	27,1 ± 0,7	28,8 ± 2,0
4.Güç Seviyesi	32,8 ± 0,3	32,8 ± 1,5	28,4 ± 0,6	28,4 ± 1,5	30,6 ± 2,5
5.Güç Seviyesi	37,8 ± 1,5	38,8 ± 2,8	31,7 ± 1,0	30,4 ± 1,7	34,7 ± 4,2

Tablo 4.11: Her bir IPL güç seviyesinde kas fantomu içinde ısıl çiftler tarafından tespit edilen maksimum sıcaklıklar.

Güç Seviyesi	Maksimum Sıcaklıklar (°C)
1.Güç Seviyesi	27,3
2.Güç Seviyesi	28,7
3.Güç Seviyesi	31,8
4.Güç Seviyesi	34,2
5.Güç Seviyesi	41,7

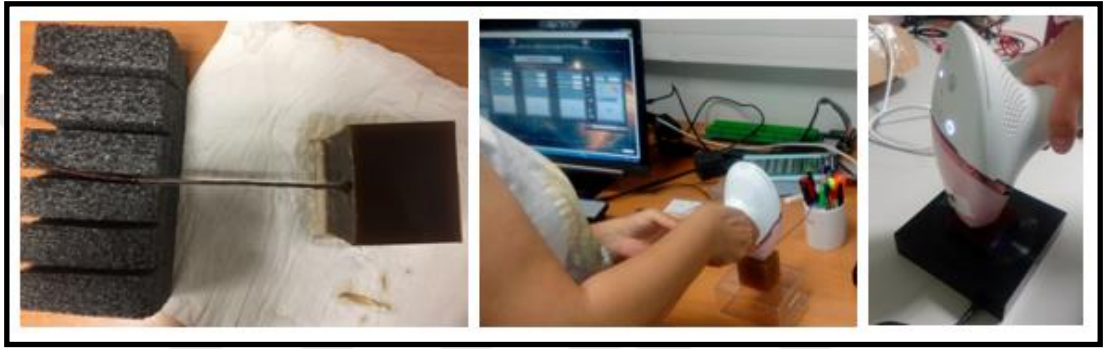
Kas fantomu deneyinde her bir IPL güç seviyesi atımında tespit edilen maksimum sıcaklıklar aşağıda Şekil 4.128’de görselleştirilmiştir. Şekillerden de görüleceği üzere anlık flaşlar çok kısa sürelerde sıcaklık ölçüm sistemi ile çok net bir şekilde tespit edilebilmektedir.



Şekil 4.128: Kas fantomu deneyinde her bir IPL güç seviyesi atımında tespit edilen maksimum sıcaklıklar.

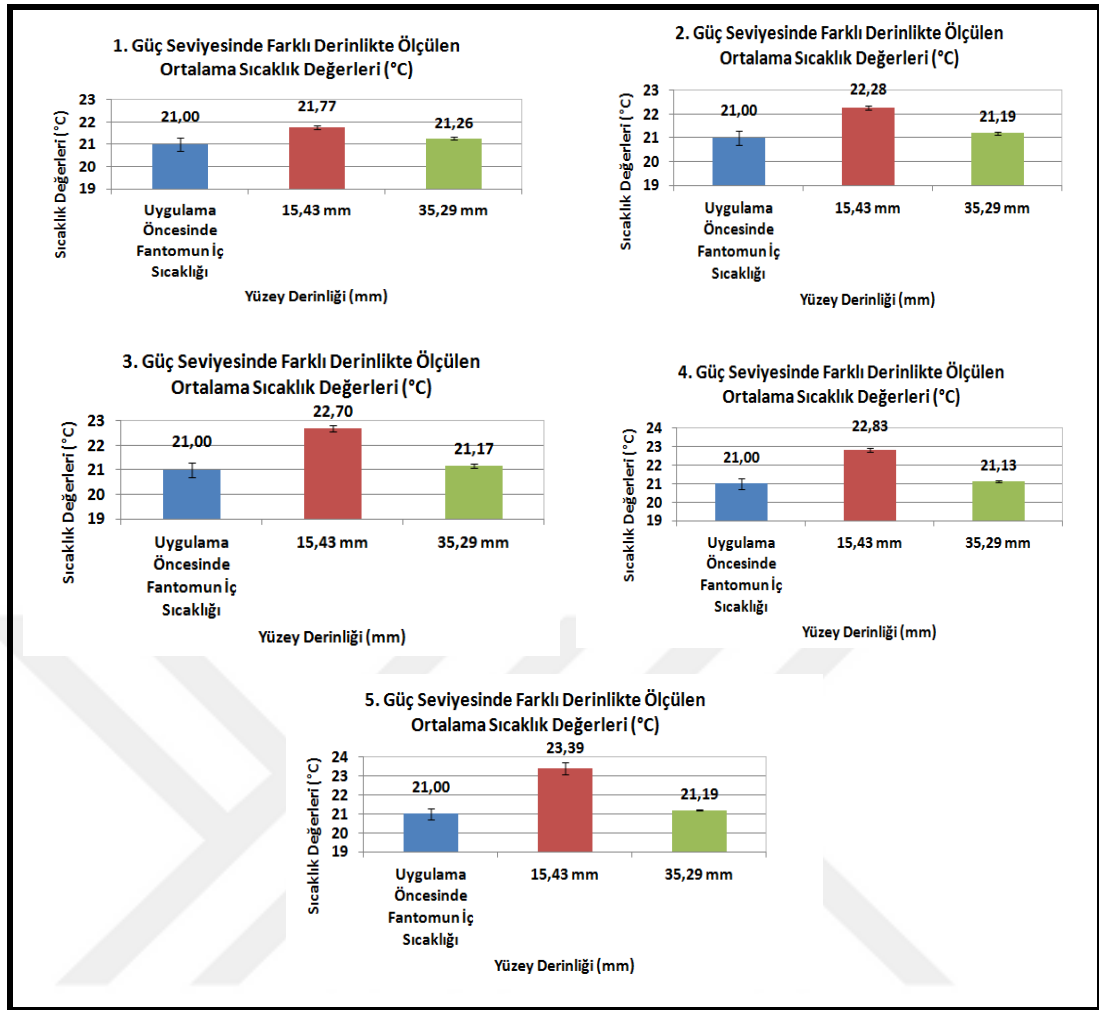
4.4.4. Renklendirilmiş İki Farklı Agar Fantomu Üzerinde IPL Işık ile Yapılan Sıcaklık ve Optik Güç Ölçümleri

Renklendirilmiş iki farklı agar fantomları (ağırlıkça %0,1 ve %1 oranlarında kahve bulunan fantomlar) üzerinde IPL (Intense Pulsed Light) ışığı uygulanmış ve sıcaklık etkileri ile optik güç değerleri ölçülmüştür. Aşağıda Şekil 4.129'da içinde ısı çifti bulunan bir kahve fantomuna IPL ışını uygulaması ile sıcaklık ve optik güç ölçümlerinin yapılışı görülmektedir.



Şekil 4.129: Hazırlanan kahve fantomuna IPL uygulanması ile sıcaklık ve optik güç ölçümlerinin alınması.

Bu deneyde IPL cihazının farklı güç seviyelerinde sıcaklık ölçümleri yapılmıştır. İçerisinde ağırlıkça %0,1 oranında kahve bulunan fantomdan alınan sıcaklık ölçümleri aşağıda Şekil 4.130'dan görülebilir.



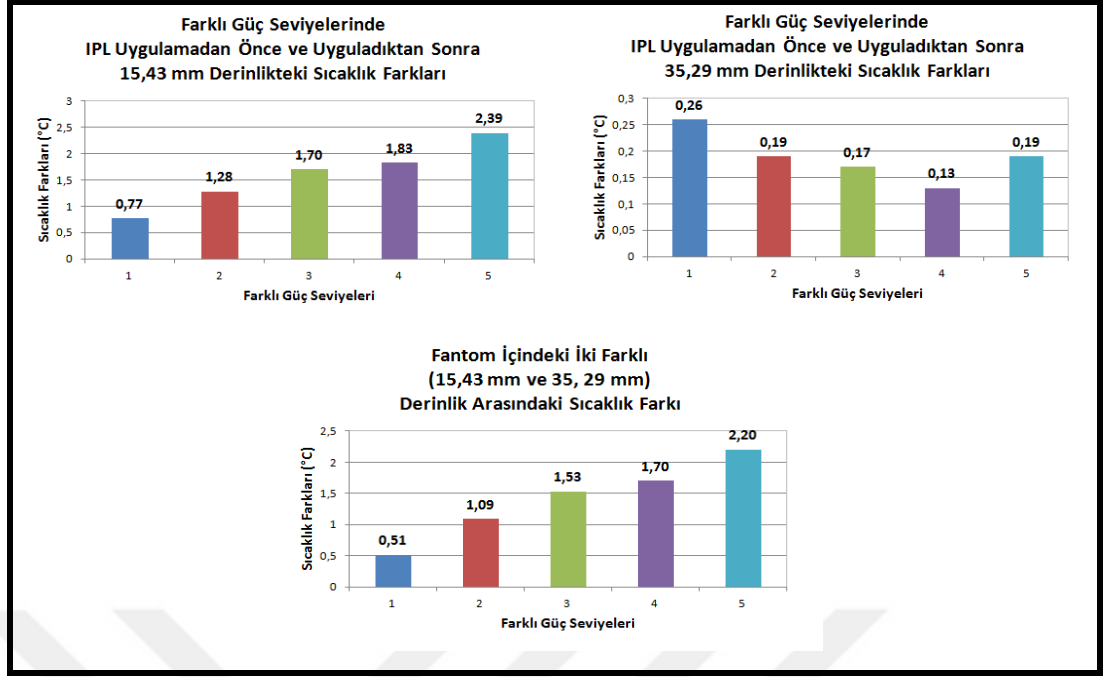
Şekil 4.130: Ağırlıkça %0,1 kahve fantomu için IPL cihazının farklı güç seviyelerinde ve fantomun farklı derinliklerinde ölçülen ortalama sıcaklık değerleri.

Bu çalışmada, Tablo 4.12’de gösterildiği gibi IPL cihazının farklı güç seviyelerinin fantom içindeki iki farklı derinlikte oluşturduğu ortalama sıcaklıklara bakıldığında daha yakın bir mesafede %99’luk pozitif bir korelasyon görülürken, uzak mesafede negatif bir korelasyon bulunmaktadır. Yani yakın mesafede sıcaklıklar artarken, uzak mesafede soğuma gerçekleşiyor denilebilir. Bunun anlamı cihazın etki alanı 15,43 mm yakınlarında bulunmaktadır. Buradaki sıcaklık sonuçlarından, IPL terapi cihazının günlük yaşamda kullanım için sıcaklık yönünden güvenli ve zararsız olduğu söylenebilir.

Tablo 4.12: Ağırlıkça içinde %0,1 oranında kahve bulunan fantomun farklı derinliklerde ölçülen ortalama sıcaklıklar ile IPL cihazının farklı güç seviyeleri arasındaki korelasyon.

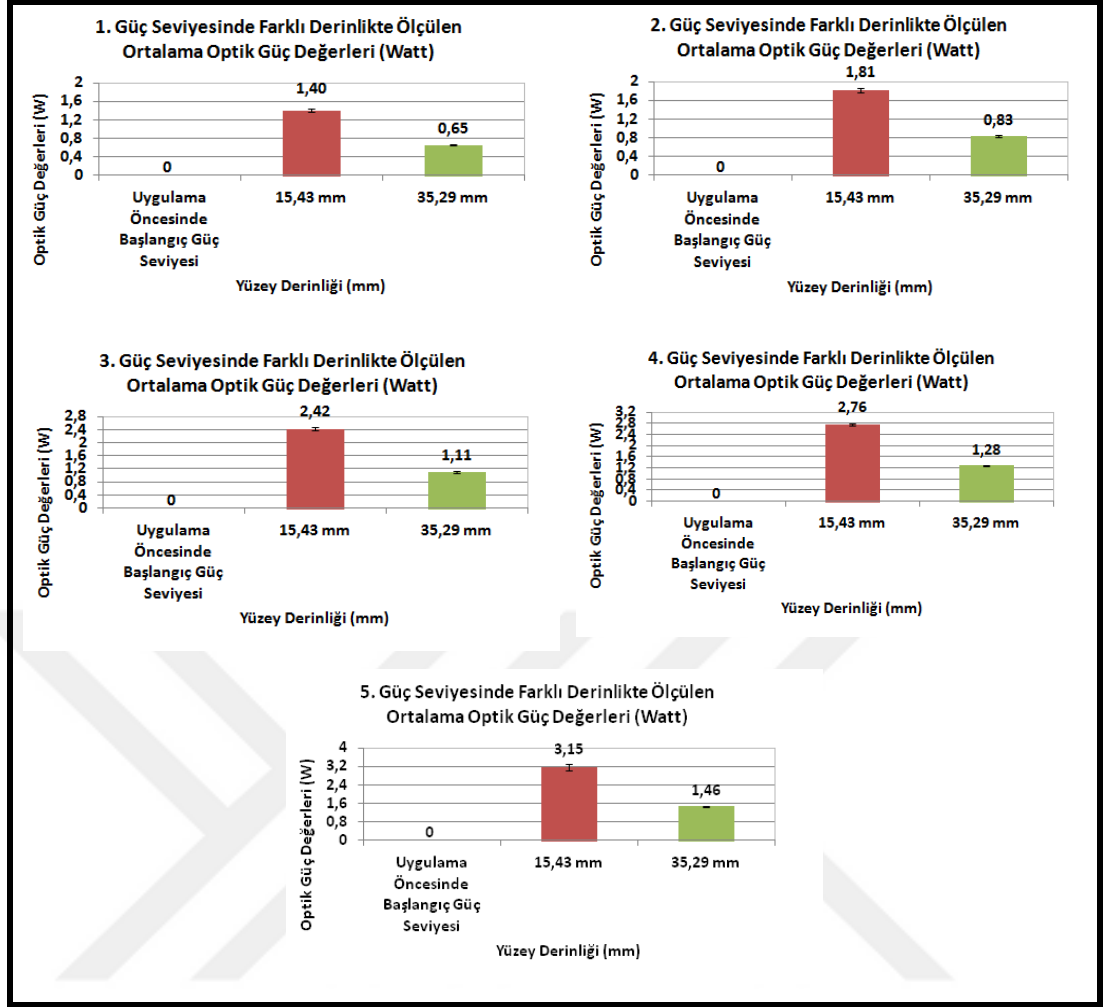
Güç Seviyesi	15,43 mm Derinlikte Ortalama Sıcaklık	35,29 mm Derinlikte Ortalama Sıcaklık
1	21,77	21,26
2	22,28	21,19
3	22,7	21,17
4	22,83	21,13
5	23,39	21,19
Korelasyon	0,99	-0,67

Yine, farklı güç seviyelerinde IPL uygulamadan önce ve uyguladıktan sonra 15,43 mm derinlikteki sıcaklık farkları, farklı güç seviyelerinde IPL uygulamadan önce ve uyguladıktan sonra 35,29 mm derinlikteki sıcaklık farkları ve fantom içindeki iki farklı (15,43 mm ve 35, 29 mm) derinlik arasındaki sıcaklık farkına da bakılmıştır. Aşağıda Şekil 4.131’den bu sıcaklık ölçümleri görülebilir. Yakın mesafede yaklaşık 2,5 °C’lik bir sıcaklık artışı gerçekleşmektedir. Bu sıcaklıklar ise tolere edilebilir derecede olan sıcaklıklardır.



Şekil 4.131: Ağırlıkça %0,1 kahve fantomu için fantom içinde farklı güç seviyelerinin farklı derinliklerde yol açtığı sıcaklık farkları.

IPL cihazının farklı güç seviyelerinde optik güç ölçümleri de yapılmıştır. İçerisinde ağırlıkça %0,1 oranında kahve bulunan fantoma ait optik güç ölçüm sonuçları aşağıda Şekil 4.132’den görülebilir.



Şekil 4.132: Ağırlıkça %0,1 kahve fantomu için IPL cihazının farklı güç seviyelerindeki optik güç ölçümleri.

Bu çalışmada Tablo 4.13'den de görüldüğü üzere IPL cihazının farklı güç seviyelerinin fantomun iki farklı derinliğinde oluşturduğu ortalama optik güç ölçümlerine bakıldığında yakın ve uzak mesafelerde %100'lük bir korelasyon bulunmaktadır. Bu durum, cihazın optik etki alanının çok daha uzak bir mesafede olduğu şeklinde yorumlanabilir.

Tablo 4.13: Ağırlıkça içinde %0,1 oranında kahve bulunan fantomun farklı derinliklerde ölçülen ortalama optik güç fark değerleri ile IPL cihazının farklı güç seviyeleri arasındaki korelasyon.

Güç Seviyesi	15,43 mm Derinlikte Ortalama Optik Güç Fark Değeri	35,29 mm Derinlikte Ortalama Optik Güç Fark Değeri
1	1,4	0,65
2	1,81	0,83
3	2,42	1,11
4	2,76	1,28
5	3,15	1,46
Korelasyon	1,00	1,00

Ağırlıkça içinde %0,1 oranında kahve bulunan fantom için Tablo 4.14’de 15,43 mm derinlikte ve Tablo 4.15’te 35,29 mm derinlikte ölçülen ortalama sıcaklık ve ortalama optik güç ilişkisine baktığımızda 15,43 mm derinlikte ortalama sıcaklık ile ortalama optik güç arasında bire bir pozitif bir ilişki olduğu görülmüştür. Bununla birlikte, 35,29 mm derinlikte ortalama sıcaklık ile ortalama güç arasında ise negatif bir ilişki bulunmaktadır. Yani yakın mesafede sıcaklıklar artarken, uzak mesafede soğuma gerçekleşiyor denilebilir. Bu durum, cihazın etki alanının 15,43 mm yakınlarında bulunduğu şeklinde yorumlanabilir.

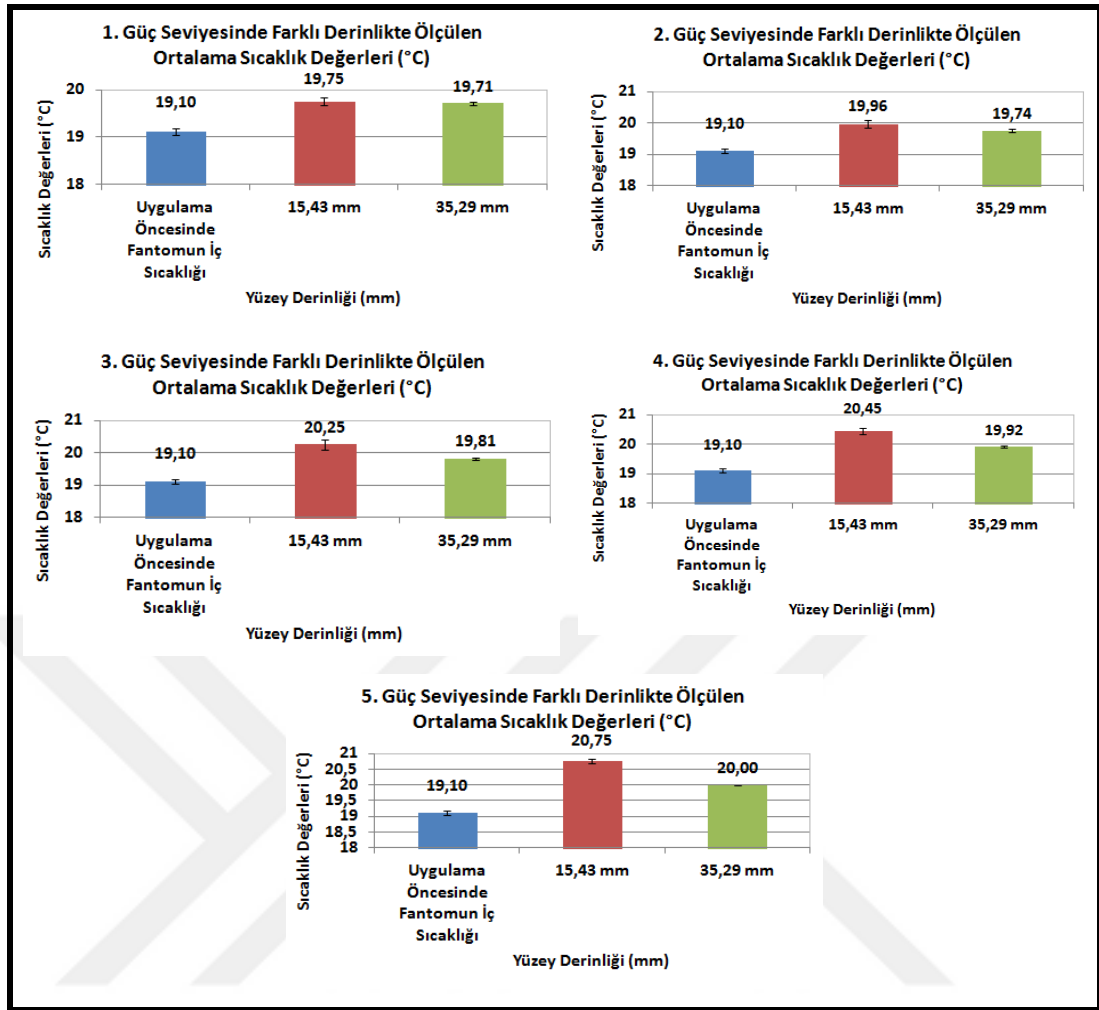
Tablo 4.14: Ağırlıkça içinde %0,1 oranında kahve bulunan fantomun 15,43 mm derinlikte ölçülen ortalama sıcaklık değerleri ile ölçülen ortalama optik güç değerleri arasındaki korelasyon.

Güç Seviyesi	15,43 mm Derinlikte Ortalama Sıcaklık Değeri	15,43 mm Derinlikte Ortalama Optik Güç Değeri
1	21,77	1,4
2	22,28	1,81
3	22,7	2,42
4	22,83	2,76
5	23,39	3,15
Korelasyon	1,00	

Tablo 4.15: Ağırlıkça içinde %0,1 oranında kahve bulunan fantomun 35,29 mm derinlikte ölçülen ortalama sıcaklık değerleri ile ölçülen ortalama optik güç değerleri arasındaki korelasyon.

Güç Seviyesi	35,29 mm Derinlikte Ortalama Sıcaklık Değeri	35,29 mm Derinlikte Ortalama Optik Güç Değeri
1	21,26	0,65
2	21,19	0,83
3	21,17	1,11
4	21,13	1,28
5	21,19	1,46
Korelasyon	-0,69	

IPL çalışmasının ikinci kısmında ise ağırlıkça %1 oranında kahve bulunan fantom için de yukarıda yapılan işlemler aynı şekilde uygulanmıştır. İçinde ağırlıkça %1 oranında kahve bulunan fantoma ait sıcaklık ölçümleri aşağıda Şekil 4.133'ten görülebilir.



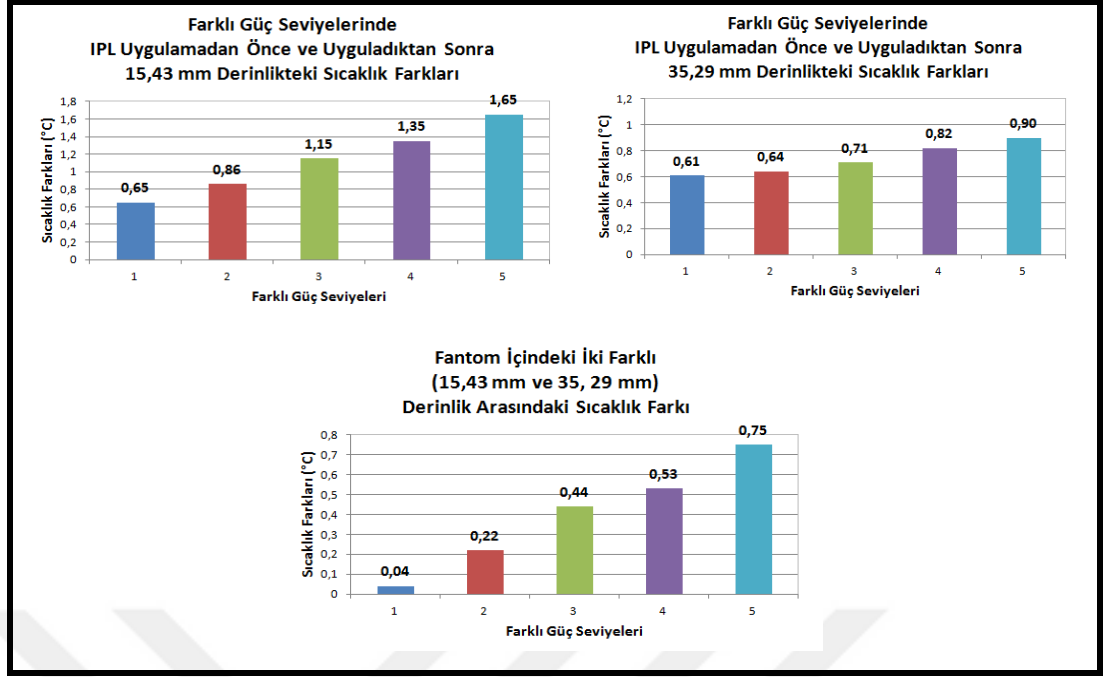
Şekil 4.133: Ağırlıkça %1 kahve fantomu için IPL cihazının farklı güç seviyelerinde ve fantomun farklı derinliklerinde ölçülen ortalama sıcaklık değerleri.

Bu çalışmada Tablo 4.16'den de görüleceği üzere farklı güç seviyelerinin iki farklı derinlikte oluşturduğu ortalama sıcaklıklara bakıldığında hem yakın hem de uzak mesafede pozitif bir korelasyon bulunmaktadır. Yani yakın ve uzak mesafede sıcaklıklar artmaktadır. Bu durum, cihazın etki alanının 35,29 mm civarında bulunduğu şeklinde yorumlanabilir. Ancak sıcaklık artışları yine çok anlamlı değildir. Buradaki sıcaklık sonuçlarından, IPL terapi cihazının sıcaklık yönünden günlük yaşamda kullanım için güvenli ve zararsız olduğu söylenebilir.

Tablo 4.16: Ağırlıkça içinde %1 oranında kahve bulunan fantomun farklı derinliklerde ölçülen ortalama sıcaklıklar ile IPL cihazının farklı güç seviyeleri arasındaki korelasyon.

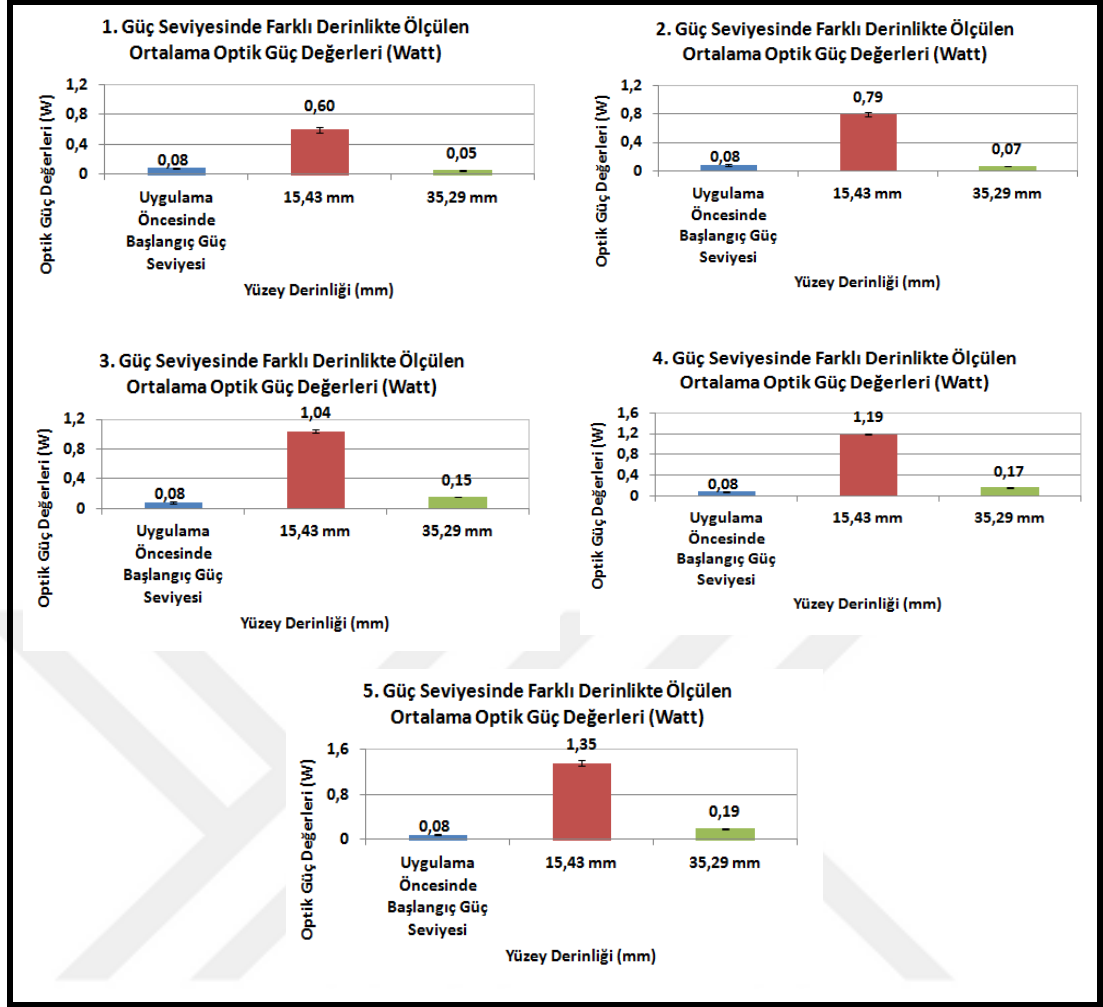
Güç Seviyesi	15,43 mm Derinlikte Ortalama Sıcaklık	35,29 mm Derinlikte Ortalama Sıcaklık
1	19,75	19,71
2	19,96	19,74
3	20,25	19,81
4	20,45	19,92
5	20,75	20
Korelasyon	1,00	0,98

Yine, farklı güç seviyelerinde ağırlıkça %1 kahve fantomu için IPL uygulamadan önce ve uyguladıktan sonra 15,43 mm derinlikteki sıcaklık farkları, farklı güç seviyelerinde IPL uygulamadan önce ve uyguladıktan sonra 35,29 mm derinlikteki sıcaklık farkları ve fantom içindeki iki farklı (15,43 mm ve 35, 29 mm) derinlik arasındaki sıcaklık farkına da bakılmıştır. Aşağıda Şekil 4.134'ten bu grafikler incelenebilir. Yakın mesafede yaklaşık 2,5 °C'lik bir sıcaklık artışı gerçekleşmektedir. Bu sıcaklıklar ise yine tolere edilebilir sıcaklıklardır.



Şekil 4.134: Ağırlıkça %1 kahve fantomu için fantom içinde farklı güç seviyelerinin farklı derinliklerde yol açtığı sıcaklık farkları.

IPL cihazının farklı güç seviyelerinde %1'lik kahve fantomu ile optik güç ölçümleri yapılmıştır. Ağırlıkça %1 oranında kahve bulunan fantoma ait optik güç ölçümleri aşağıda Şekil 4.135'ten görülebilir.



Şekil 4.135: Ağırlıkça %1 kahve fantomu için IPL cihazının farklı güç seviyelerindeki optik güç ölçümleri.

Bu çalışmada Tablo 4.17’den de görüleceği üzere farklı güç seviyelerinin iki farklı derinlikte oluşturduğu ortalama optik güç ölçümlerine bakıldığında yakın ve uzak mesafelerde %100’e yakın bir korelasyon görülmektedir. Bu durum, cihazın optik etki alanının 35 mm civarında bir mesafede olduğu şeklinde yorumlanabilir. Ayrıca, Fantom içindeki iki farklı (15,43 mm ve 35, 29 mm) derinlik arasındaki optik güç farkı ise ortalama 0,87 Watt olarak bulunmuştur.

Tablo 4.17: Ağırlıkça içinde %1 oranında kahve bulunan fantomun farklı derinliklerde ölçülen ortalama optik güç fark değerleri ile IPL cihazının farklı güç seviyeleri arasındaki korelasyon.

Güç Seviyesi	15,43 mm Derinlikte Ortalama Optik Güç Fark Değeri	35,29 mm Derinlikte Ortalama Optik Güç Fark Değeri
1	0,52	-0,03
2	0,71	-0,01
3	0,96	0,07
4	1,11	0,09
5	1,27	0,11
Korelasyon	1,00	0,96

Ağırlıkça içinde %1 oranında kahve bulunan fantom için Tablo 4.18’de 15,43 mm derinlikte ve Tablo 4.19’de 35,29 mm derinlikte ölçülen ortalama sıcaklık ve ortalama optik güç ilişkisine baktığımızda hem 15,43 mm derinlikte hem de 35,29 mm derinlikte ortalama sıcaklık ile ortalama optik güç arasında bire bir pozitif bir ilişki bulunduğu görülmüştür. Ancak 35,29 mm derinlikte ortalama sıcaklık ile ortalama güç arasında biraz daha az bir ilişki bulunuyor. Bu durum cihazın ışık-madde etkileşiminde, etkin etki derinliğinin 35,29 mm'den daha düşük seviyelerde gerçekleştiğini gösteriyor olabilir.

Tablo 4.18: Ağırlıkça içinde %1 oranında kahve bulunan fantomun 15,43 mm derinlikte ölçülen ortalama sıcaklık değerleri ile ölçülen ortalama optik güç değerleri arasındaki korelasyon.

Güç Seviyesi	15,43 mm Derinlikte Ortalama Sıcaklık Değeri	15,43 mm Derinlikte Ortalama Optik Güç Değeri
1	19,75	0,6
2	19,96	0,79
3	20,25	1,04
4	20,45	1,19
5	20,75	1,35
Korelasyon	1,00	

Tablo 4.19: Ağırlıkça içinde %1 oranında kahve bulunan fantomun 35,29 mm derinlikte ölçülen ortalama sıcaklık değerleri ile ölçülen ortalama optik güç değerleri arasındaki korelasyon.

Güç Seviyesi	35,29 mm Derinlikte Ortalama Sıcaklık Değeri	35,29 mm Derinlikte Ortalama Optik Güç Değeri
1	19,71	0,05
2	19,74	0,07
3	19,81	0,15
4	19,92	0,17
5	20,00	0,19
Korelasyon	0,94	

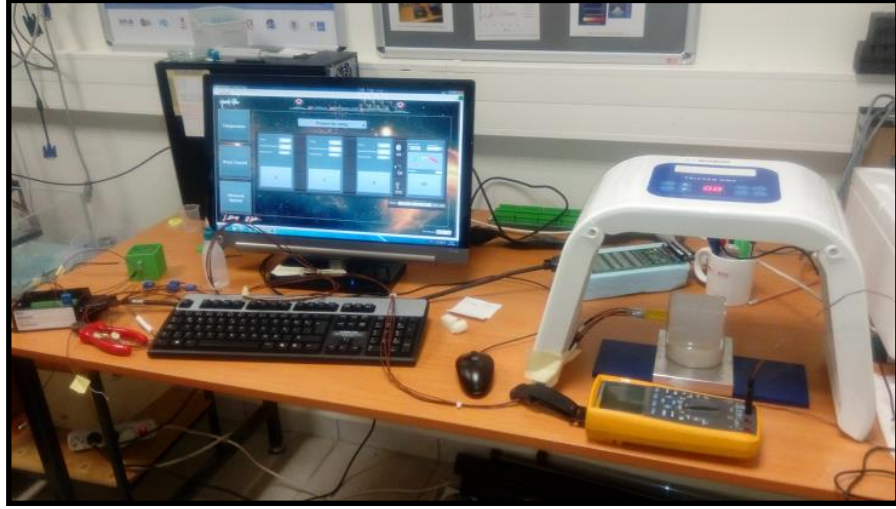
4.5. Işık Yayan Diyot (LED) ile Yapılan Sıcaklık ve Optik Güç Ölçümleri

LED terapi cihazı ile agar fantomu üzerinde sıcaklık ve optik güç ölçümleri yapılmıştır. LED terapi cihazında kırmızı, yeşil, mavi ve sarı renk olmak üzere 4 temel ışık bulunmaktadır. Kırmızı LED 640 nm dalga boyunda, mavi LED 423 nm dalga boyunda, yeşil LED 532 nm dalga boyunda ve sarı LED 583 nm dalga boyunda çalışmaktadır. Ayrıca, iki rengi aynı anda açarak da farklı renkler elde edilebilmektedir. Bu çalışmada iki karışık ışık rengi altında da ölçümler alınmıştır. Cihaz üzerinde sarı ve kırmızı LED ışıkları yakılarak turuncu renk ve kırmızı ile mavi LED ışıklarını yakılarak da mor renk elde edilmiştir. Daha sonra aşağıda Şekil 4.136'dan da görüleceği gibi agar fantomu hazırlanmıştır ve agar fantomu içine ısıl çiftler konularak fantom soğumaya ve katılaşmaya bırakılmıştır.



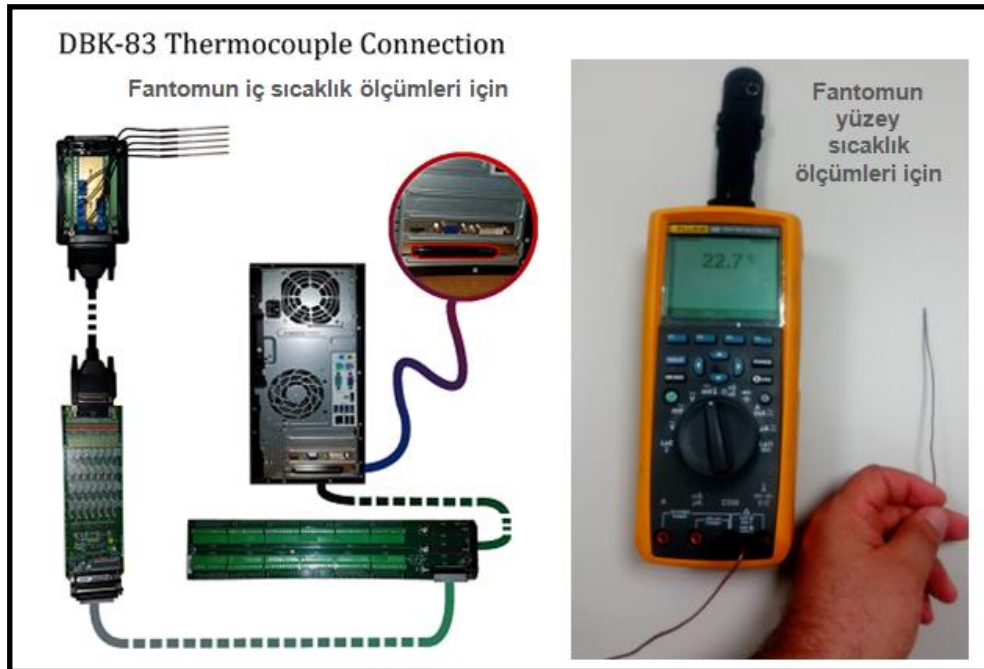
Şekil 4.136: İçinde ısıl çiftler bulunan agar fantomu.

Agar fantom üzerinde yapılan LED terapi deney düzeneği aşağıda Şekil 4.137'de görüldüğü gibi hazırlanmıştır.

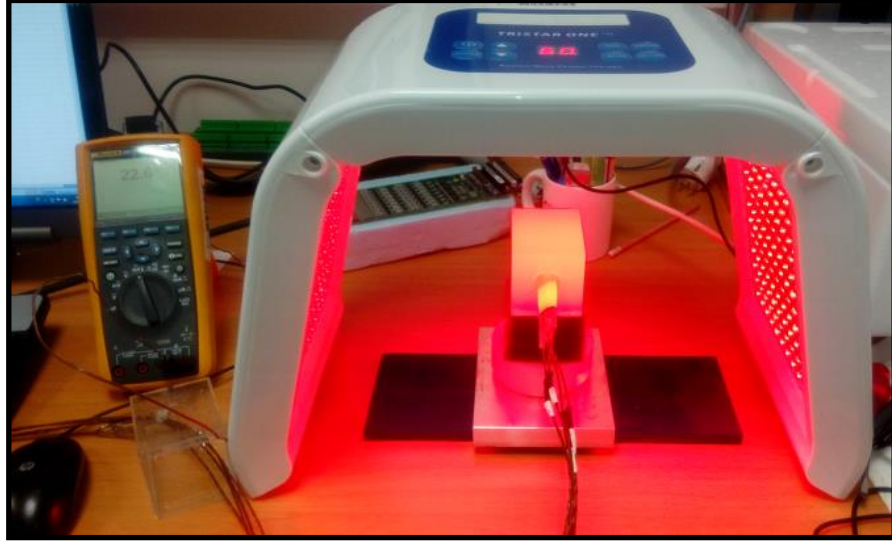


Şekil 4.137: LED terapi altında agar fantomu için hazırlanan ölçüm düzeneği.

Daha sonra farklı LED ışıkları altında sıcaklık ölçümleri gerçekleştirilmiştir. İç sıcaklık ölçümleri için aşağıda Şekil 4.138’de gösterilen DBK-83 sıcaklık ölçüm sistemi kullanılmıştır. Yüzey sıcaklıkları için ise Fluke marka 289 model True RMS multimetrenin ısıl çift girişinden yararlanılmıştır. Yine aşağıda Şekil 4.139’da kırmızı LED ışığı altında yapılan sıcaklık ölçümü görülebilir.



Şekil 4.138: DBK-83 sıcaklık ölçüm sistemi ve Fluke 289 True RMS multimetre.



Şekil 4.139: Fantomun kırmızı LED ışığı altında yapılan sıcaklık ölçümü.

Aşağıda Şekil 4.140'tan da görüldüğü gibi optik güç ölçümleri agar fantomunun yüzey seviyesi hizasından alınmıştır.



Şekil 4.140: Optik güç ölçümleri.

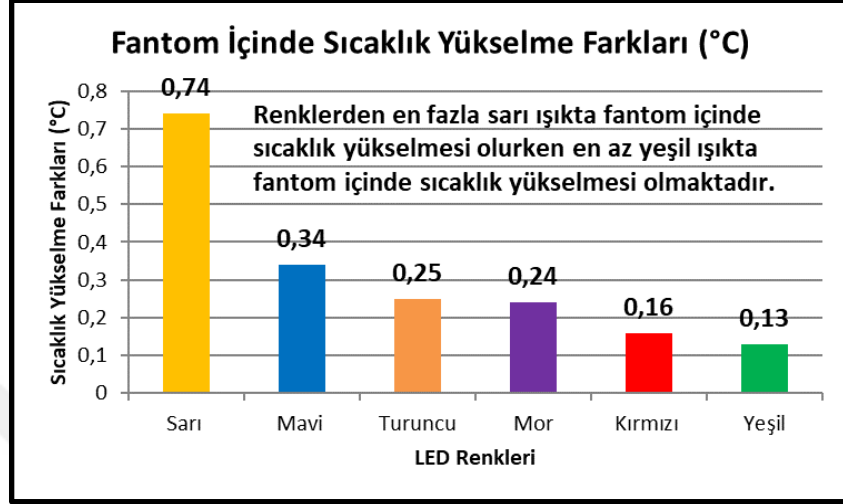
Ölçümlere LED ışıklar açıldıktan 1 dakika sonra başlanmış ve 20, 40 ve 60. dakikalarda hem fantom içinden hem de fantom yüzeyinden 10'nar adet ölçüm alınmıştır. Altı farklı renk altında okunan iç sıcaklık ölçümleri aşağıda Şekil 4.141'de

gösterildiği gibi bulunmuştur. Şekil 4.141-Şekil 4.144'ten de görülebileceği üzere ortalama iç sıcaklıklar kesinlikle dokulara zarar verecek derecede yüksek sıcaklıklara çıkmamaktadır. Tespit edilen en yüksek sıcaklık 19 °C ve sıcaklık yükselmesi de en fazla 0,7 °C civarındadır.



Şekil 4.141: Farklı LED ışıkları altında agar fantomu içinde yapılan iç sıcaklık ölçümleri.

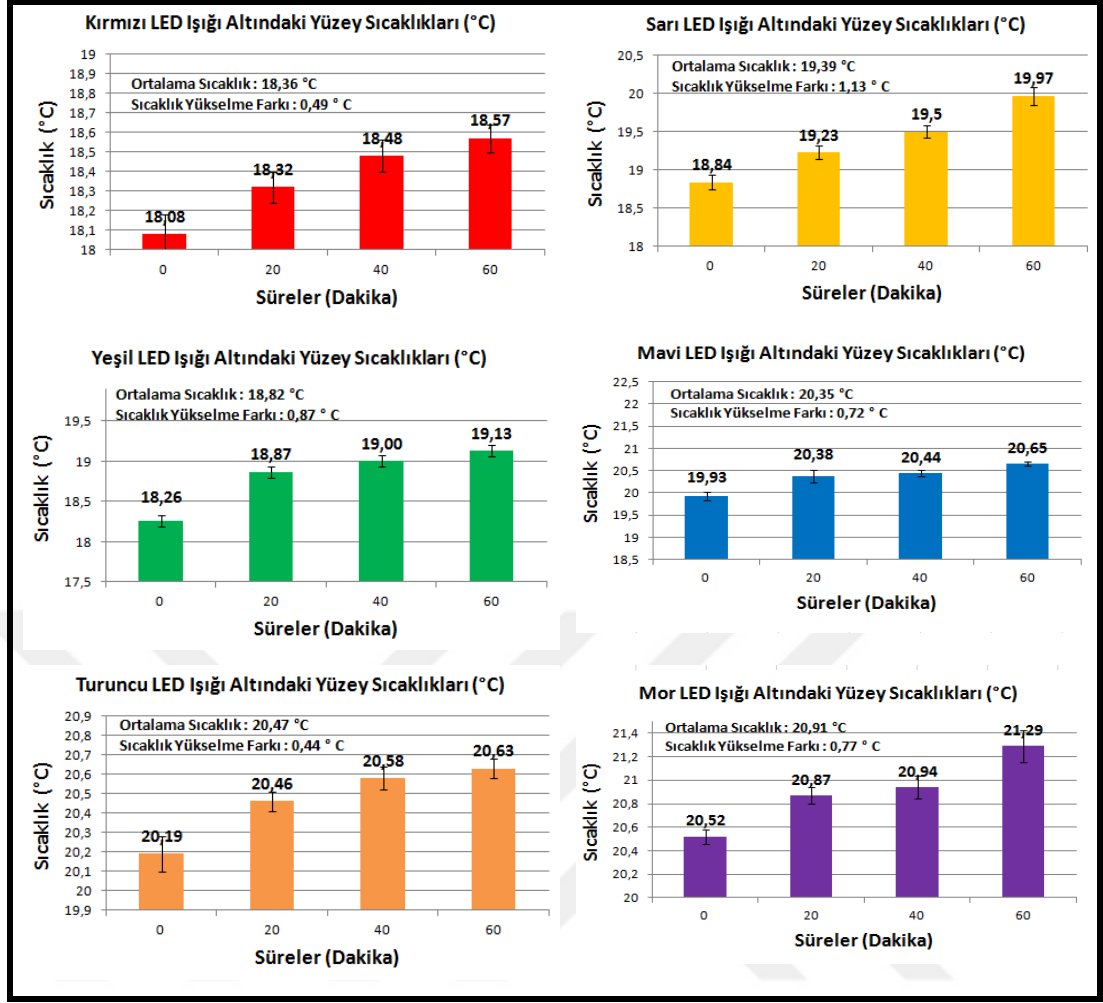
Şekil 4.142'deki fantom içindeki sıcaklık yükselme farklarına bakıldığında ise en fazla sarı LED ışığı altında 0,74 °C'lık bir sıcaklık artışı olduğu bulunmuştur. En az sıcaklık yükselmesi ise 0,13 °C olarak yeşil LED ışığı altında gerçekleşmiştir.



Şekil 4.142: Farklı LED ışıkların fantom içinde yol açtığı sıcaklık yükselme farkları.

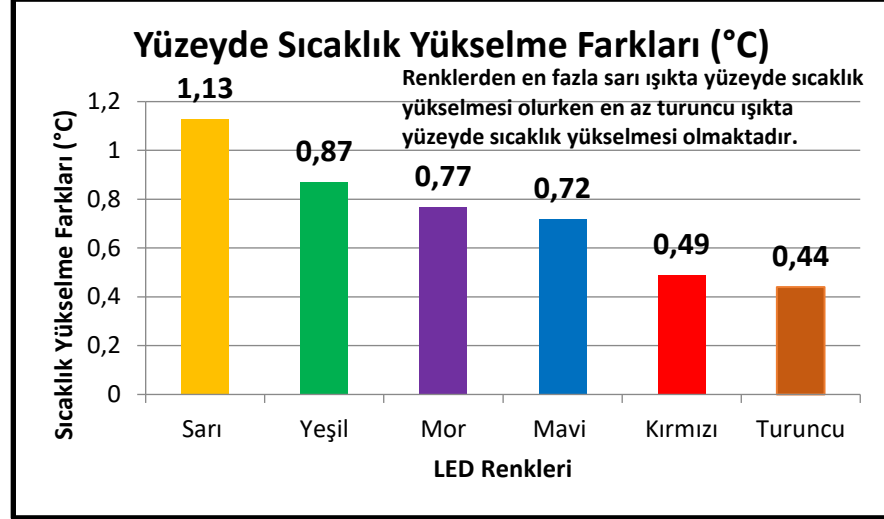
Fantom içindeki iç sıcaklıkların yanı sıra, fantom yüzeyindeki sıcaklıklar da kaydedilmiştir.

Aşağıda Şekil 4.143'te farklı renklerin yol açtığı yüzey sıcaklıkları görülebilir. Tespit edilen yüksek yüzey sıcaklığı 20,9 °C civarındadır.



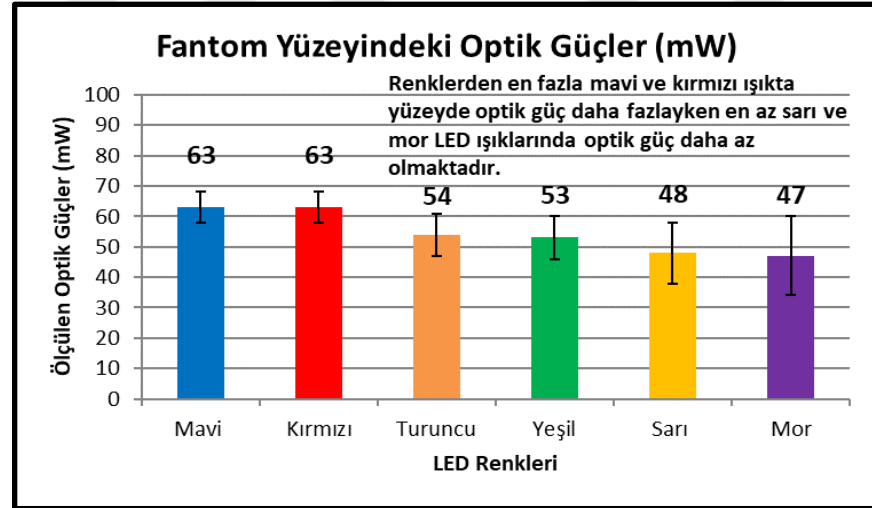
Şekil 4.143: Farklı LED ışıkları altında agar fantomu yüzeyinde yapılan yüzey sıcaklık ölçümleri.

Fantom yüzeyindeki sıcaklık yükselme farklarına baktığımızda Şekil 4.144'ten de görüldüğü gibi yine en fazla sarı LED ışığı altında 1,13 °C'lık bir sıcaklık artışı olduğu bulunmuştur. En az sıcaklık yükselmesi ise 0,44 °C olarak turuncu LED ışığı altında gerçekleşmiştir.



Şekil 4.144: Farklı LED ışıkların fantom yüzeyinde yol açtığı sıcaklık yükselme farkları.

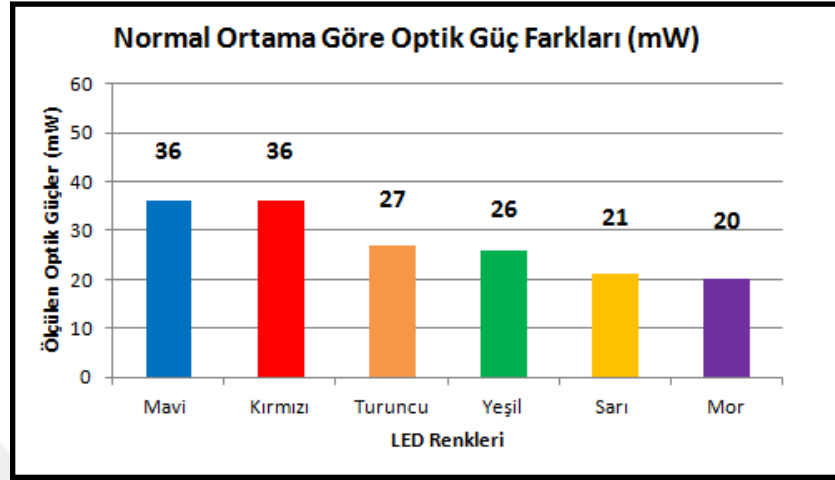
Aşağıda Şekil 4.145'ten de görüleceği üzere fantom yüzeyinde ışıkların yol açtığı optik güçlere baktığımızda en fazla mavi ve kırmızı LED ışıklar altında yüzeyde optik güç daha fazlayken en az sarı ve mor LED ışıkları altında optik güç daha az olmaktadır.



Şekil 4.145: Fantom yüzeyinde farklı LED ışıkları altında ölçülen optik güçler.

Normal ortama göre farklı LED ışıklarının yol açtığı optik güç farklarına baktığımızda da aşağıda Şekil 4.146'dan görüleceği gibi Şekil 4.145'teki gibi bir karakteristik özellik ortaya çıkmaktadır. Yani LED ışıklar açıldığında mavi ve kırmızı LED ışıklar daha fazla, sarı ve mor LED ışıklar ise daha az optik güç vermektedir.

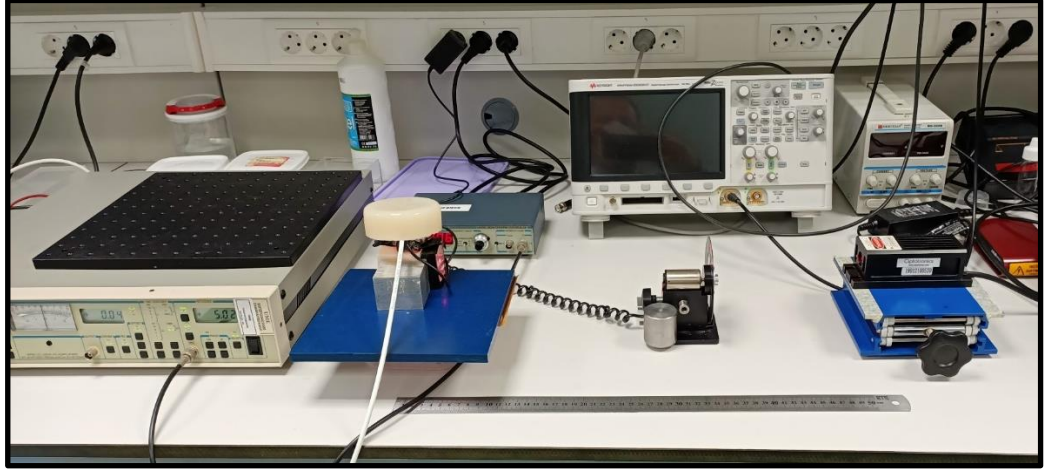
Sonuç olarak LED ışıklarının insan vücudu açısından bir saatlik sürelerde güvenli ve zararsız bir ışık kaynağı olduğu söylenebilir.



Şekil 4.146: Normal ortama göre farklı LED ışıklarının yol açtığı optik güç farkları.

4.6. Farklı Katı Malzemeler ve Doku Benzeri Malzemeler Üzerinde Yapılan Fotoakustik Etki Sinyallerinin Ölçümleri

Bu çalışma için bir lazer sistemi, bir kıyıcı (chopper) ve kıyıcı kontrolcüsü, bir kilitlemeli yükselteç (amplifikatör), bir deney hücresi içerisinde bulunan numune ve hassas mikrofondan oluşan bir fotoakustik ölçüm sistemi geliştirilmiştir. Darbeli lazer ışığı, deney hücresi içerisinde bulunan farklı malzemeler ve doku benzeri malzemeler üzerine düşürülmüştür. Darbeli ışık tarafından tetiklenen akustik basınç dalgaları, deney hücresi içerisindeki bir elektret mikrofona tarafından toplanmıştır. Daha sonra, kilitli yükselteçten farklı kıyıcı frekanslarında elektrik sinyalleri algılanmış ve bir fotoakustik spektrum elde edilmiştir. Şekil 4.147, kurulan fotoakustik ölçüm düzeneğinin tüm bileşenlerini göstermektedir. Bu nedenle, bu çalışmanın temel amacı, farklı malzeme türlerinden gelen fotoakustik sinyalleri toplamak, değerlendirmek ve malzeme analizi için bazı çıkarımlarda bulunmaktır.



Şekil 4.147: Fotoakustik ölçüm sistemi.

Fotoakustik ölçümler şu şekilde gerçekleştirilmiştir. Fotoakustik veriler elde edilirken 635 nm dalga boyuna sahip kırmızı lazer ışığı fotoakustik hücre içindeki numuneye doğrusal olarak yönlendirilmiştir. Darbeli ışık göndermek için, fotoakustik hücre ile lazer arasına bir kıyıcı yerleştirilmiştir. Kıyıcının frekansı, kıyıcı üzerindeki kontrol düğmesi ile ayarlanmıştır. Bir BNC bağlantısı yardımıyla, kıyıcı kontrolcüsü kilitlemeli yükselteçe bağlanmıştır. Fotoakustik hücrenin beş tarafı kapalıdır ve lazer ışığı streç filmle kapalı deney hücresinin ön yüzeyi üzerine düşmekte (hücrenin ön yüzü darbeli lazer ışığını geçirmek için streç film ile kaplanmıştır) ve hücre içinde hava bulunmaktadır. Fotoakustik hücre içine elektret mikrofon bir boşluktan monte edilmiştir. BNC bağlantı kablosu yardımıyla, elektronik modüllü elektret mikrofon kilitli yükselteçe bağlanmıştır. Lazer açıldığında, kıyıcı fotoakustik hücredeki numune üzerine darbeli bir lazer ışını yönlendirmekte ve bir süre sonra lazer ışını, malzeme üzerinde elektret mikrofon tarafından yakalanan bir akustik dalga oluşturmakta ve bu sürecin sonucunda kilitli yükselteçe bir elektrik sinyali iletilmektedir. Tarama frekansı bilgisi, aynı anda kıyıcı kontrolcüsü tarafından kilitli yükselteçe gönderilmektedir. Mikrofondan gelen sinyal, kilitli yükselteç tarafından kıyıcı frekansında filtrelenmektedir. Bu şekilde farklı kıyıcı frekanslarında tarama yapılarak fotoakustik hücreye konulan malzemenin fotoakustik etki spektrumları kıyıcı frekansı bazında elde edilmiştir. Malzemenin fotoakustik spektrumu, kıyıcı frekansı sabit tutularak ve beyaz ışık önünde farklı renkli kesme filtreleri kullanılarak da elde edilebilir. Böylece malzemenin fotoakustik spektrumu ortaya çıkarılabilir. Aşağıda Şekil 4.148, fotoakustik etki deney sürecini yanal olarak göstermektedir.



Şekil 4.148: Darbeli lazer ışığı ile test edilen malzemenin fotoakustik olarak tetiklenmesi sürecinin yanal olarak gösterimi.

4.6.1. Farklı Katı Malzemeler Üzerinde Yapılan Fotoakustik Etki Sinyallerinin Ölçümü

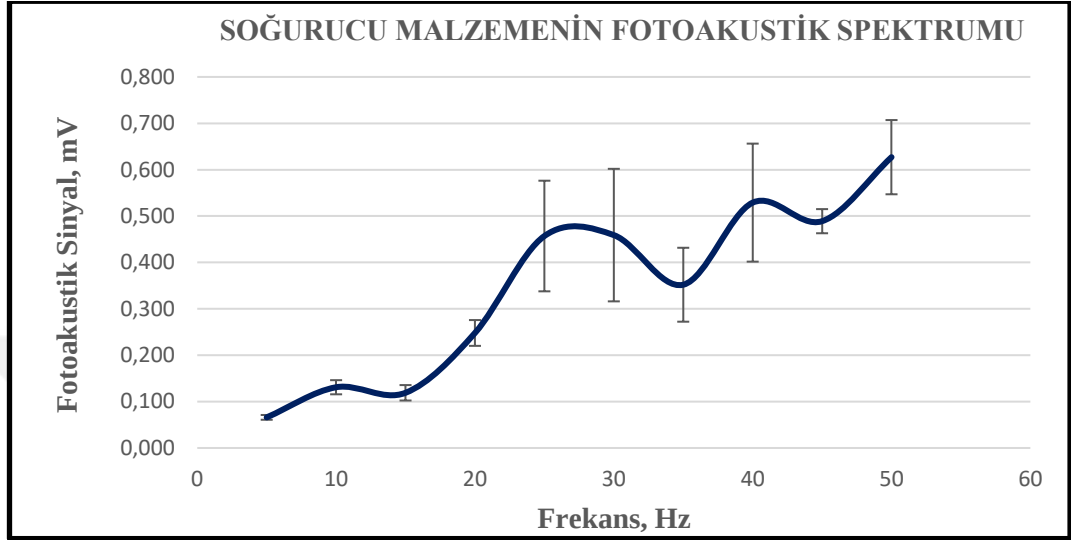
Kurulan fotoakustik ölçüm düzeneği öncelikle çeşitli katı malzemeler üzerinde incelenmiştir. Bu kapsamda test malzemesi olarak pirinç, soğurucu/emici (absorber bir çeşit kauçuk malzemedir) ve strafor gibi malzemeler kullanılmıştır. Şekil 4.149, incelenen malzemelerin resimlerini göstermektedir.



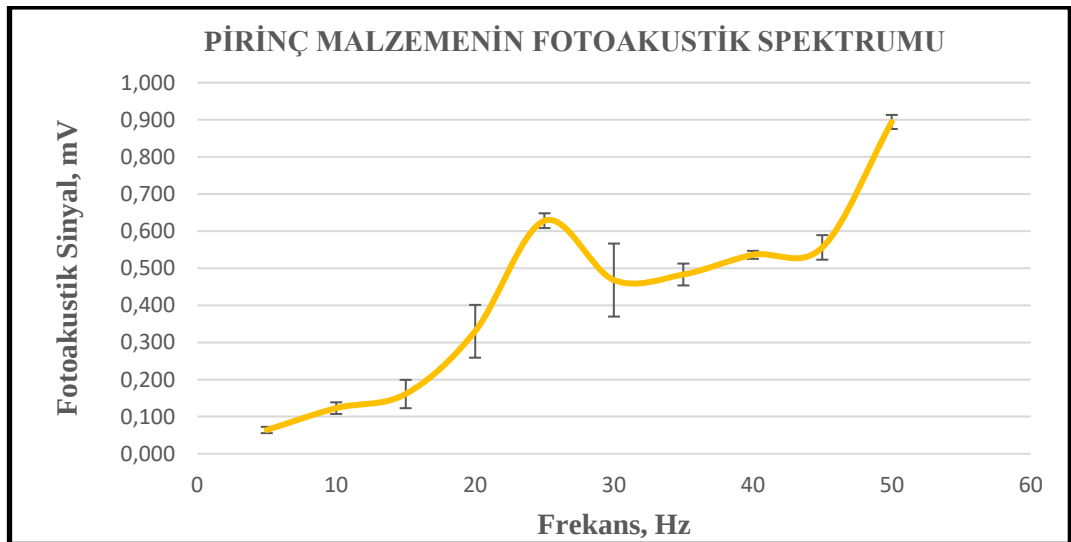
Şekil 4.149: Fotoakustik ölçüm düzeneğinde incelenen katı malzemelerin resimleri.

Bu çalışmada, kurulan fotoakustik ölçüm sistemi kullanılarak, farklı kıyıcı çalışma frekanslarında üç farklı malzemenin fotoakustik etki spektrumları incelenmiştir. Tüm çalışmalar kontrollü laboratuvar ortam şartlarında gerçekleştirilmiştir. Aşağıda şekiller (Şekil 4.150, Şekil 4.151 ve Şekil 4.152), sırasıyla farklı malzemelerin

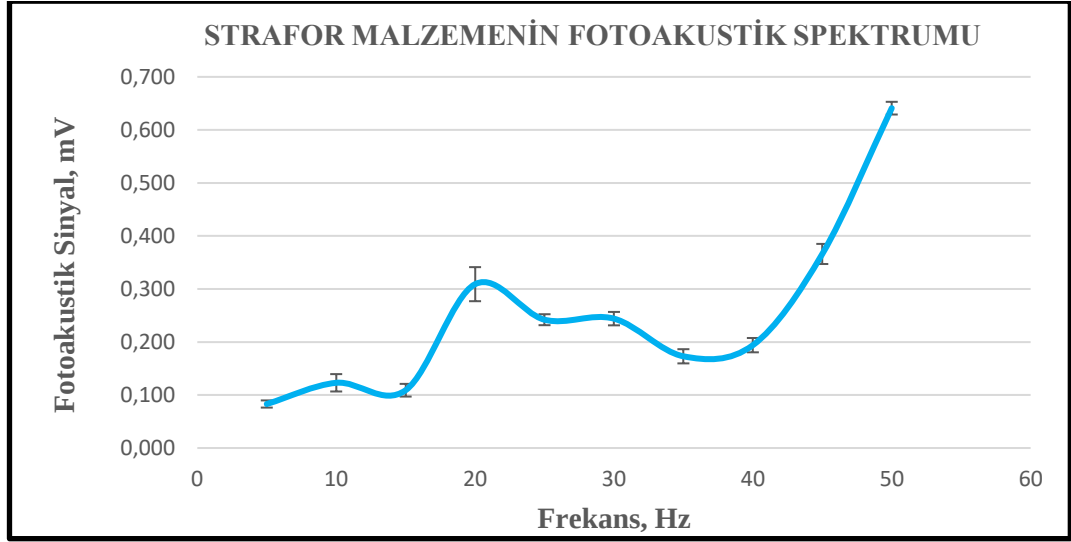
(emici/soğurucu malzeme, pirinç metal ve strafor malzeme) fotoakustik spektrumlarını göstermektedir. Malzemeler bu testte standart bir hava dolu fotoakustik hücre içinde bulunmaktaydı ve grafikler, çeşitli kırıyıcı frekanslarında verilen darbeleri lazer ışığı altında elde edilmiştir.



Şekil 4.150: Emici/soğurucu malzemenin fotoakustik spektrumu.

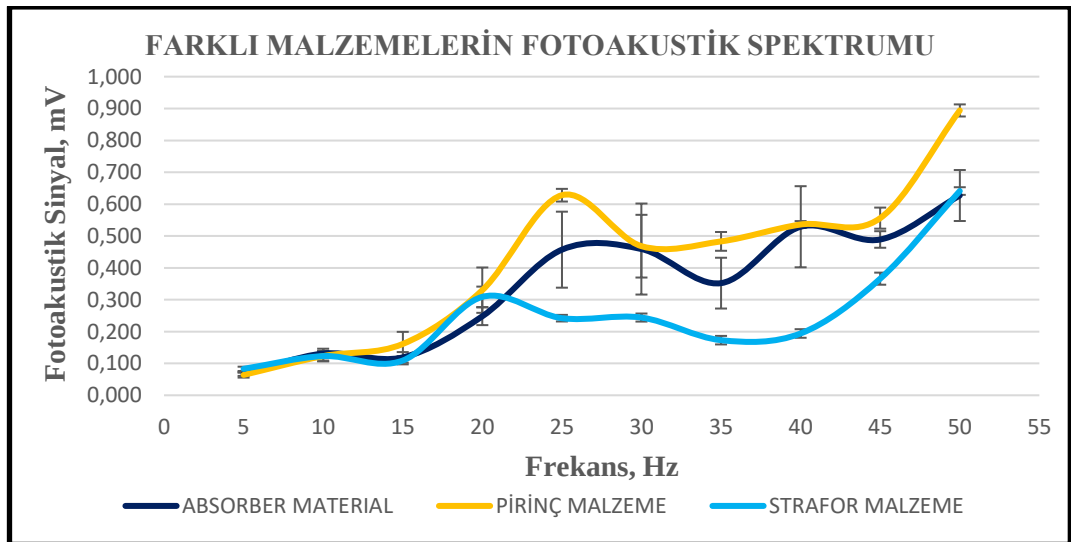


Şekil 4.151: Pirinç malzemenin fotoakustik spektrumu.



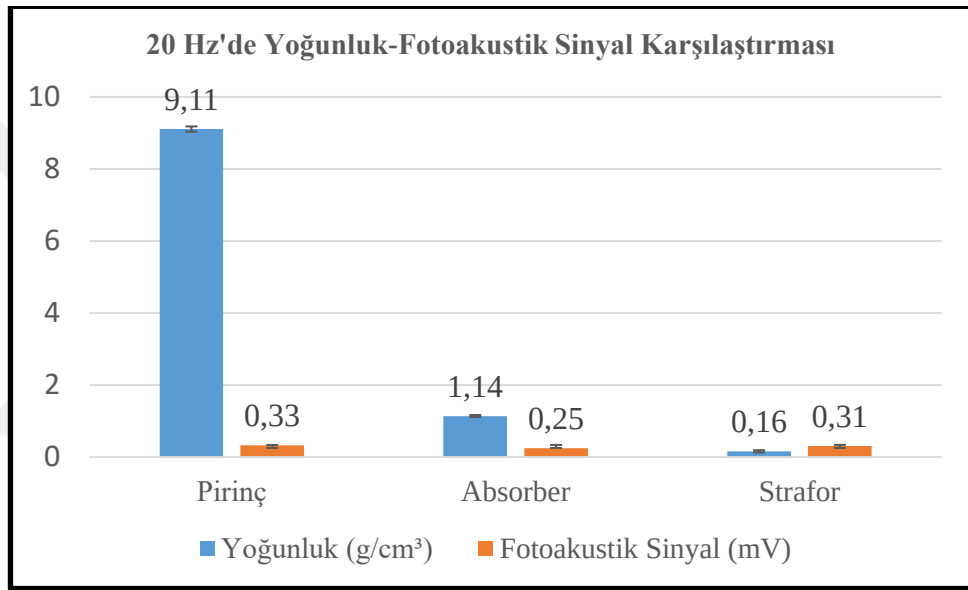
Şekil 4.152: Strafor malzemenin fotoakustik spektrumu.

Aşağıdaki Şekil 4.153, incelenen tüm malzemeleri tek bir grafikte göstermektedir. Grafikten de açıkça görülebileceği üzere, incelenen tüm farklı malzemeler için bütün fotoakustik spektrumlar, farklı kırıyıcı frekanslarında farklı özellikler göstermektedir. Bu da oluşturulan fotoakustik ölçüm sisteminin çalıştığını ve malzeme karakterizasyonunda bize fotoakustik spektroskopinin kullanılabileceğini göstermektedir.

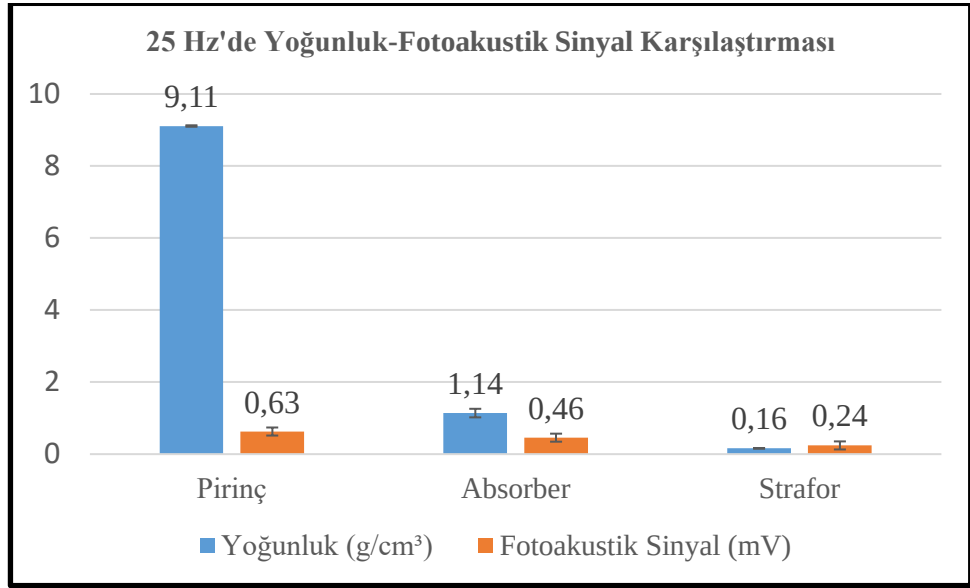


Şekil 4.153: İncelenen tüm malzemelerin fotoakustik spektrumu.

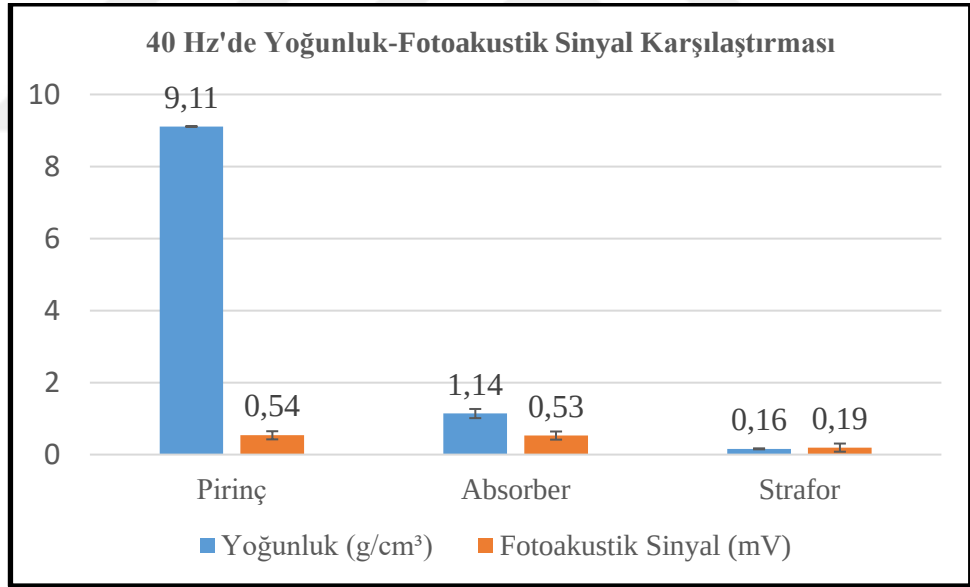
Bu çalışmada, fotoakustik etki tekniğinin tıpta doku kromofor absorpsiyonunun dalga boyuna bağlı olduğundan, çalışılan malzemelerin yoğunlukları ile belirli kırıyıcı frekanslarında elde edilen fotoakustik sinyaller arasındaki ilişkiler de araştırılmıştır. Pirinç, soğurucu/emici ve strafor malzemelerin yoğunlukları; malzemelerin ağırlıkları ve hacimleri ayrı ayrı ölçülerek sırasıyla $9,11 \text{ g/cm}^3$, $1,14 \text{ g/cm}^3$ ve $0,16 \text{ g/cm}^3$ olarak hesaplanmıştır. Örneğin, Şekil 4.153'e bakıldığında 20 Hz, 25 Hz ve 40 Hz'de net bir şekilde tüm grafiklerde çakışan piklerin olduğu görülmektedir. Bu pikler için malzeme yoğunlukları ve spesifik kırıyıcı frekansları arasındaki korelasyonlar incelenmiş ve aşağıda Şekil 4.154, Şekil 4.155 ve Şekil 4.156'da verilmiştir.



Şekil 4.154: 20 Hz'de yapılan malzemelerin yoğunluk-fotoakustik sinyal karşılaştırması.



Şekil 4.155: 25 Hz'de yapılan malzemelerin yoğunluk-fotoakustik sinyal karşılaştırması.



Şekil 4.156: 40 Hz'de yapılan malzemelerin yoğunluk-fotoakustik sinyal karşılaştırması.

Belirli kısıtıcı frekanslarında yoğunluklar ile fotoakustik sinyaller arasındaki korelasyonlar incelendiğinde, pozitif bir ilişkinin olduğu görülmektedir. Korelasyon katsayısı değerleri 20 Hz, 25 Hz ve 40 Hz Chopper/kısıtıcı frekansları için sırasıyla

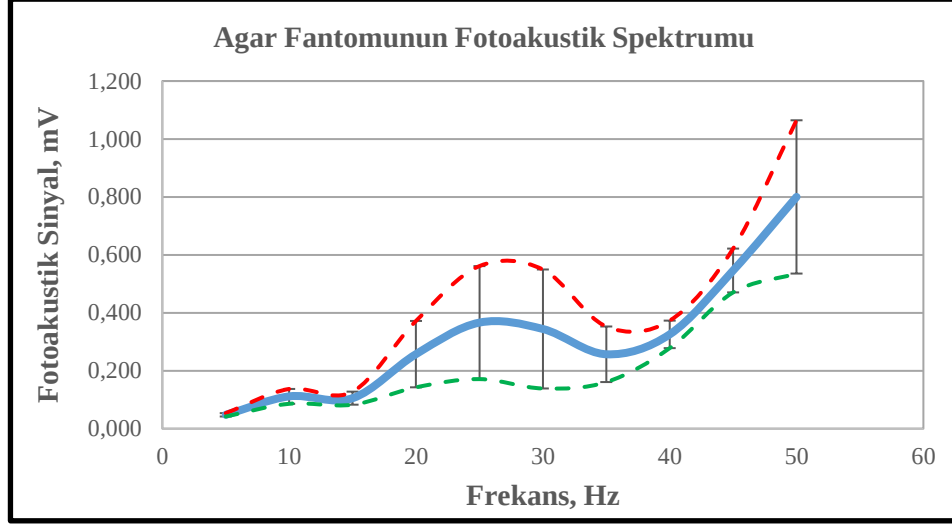
0,62; 0,88 ve 0,60'tır. Bu sonuç, yoğunluklar ile fotoakustik sinyaller arasında bize %70'lik bir pozitif ilişki olduğunu göstermektedir.

Kısacası, bu çalışmada, laboratuvarımızda oluşturulan fotoakustik etki ölçüm sistemi ile pirinç, soğurucu/emici/yutucu ve strafor olmak üzere üç farklı malzemenin farklı kıyıcı frekanslarında fotoakustik sinyalleri ölçülmüş ve malzemelerin fotoakustik spektrumları belirlenmiştir. Ayrıca, belirli kıyıcı frekanslarında yoğunluklar ve fotoakustik sinyaller arasında pozitif korelasyonlar olduğu, farklı tür ve yoğunluktaki malzemelerin fotoakustik spektrumlarının da birbirinden farklı olduğu bulunmuştur. Özetle, kurulan ölçüm sisteminin başarılı olduğunu ve farklı yoğunluktaki malzemelerin farklı fotoakustik etkiler yarattığı gösterilmiştir. Bu nedenle kurulan bu sistem malzeme karakterizasyonu-analizör sistemi olarak kullanılabilir.

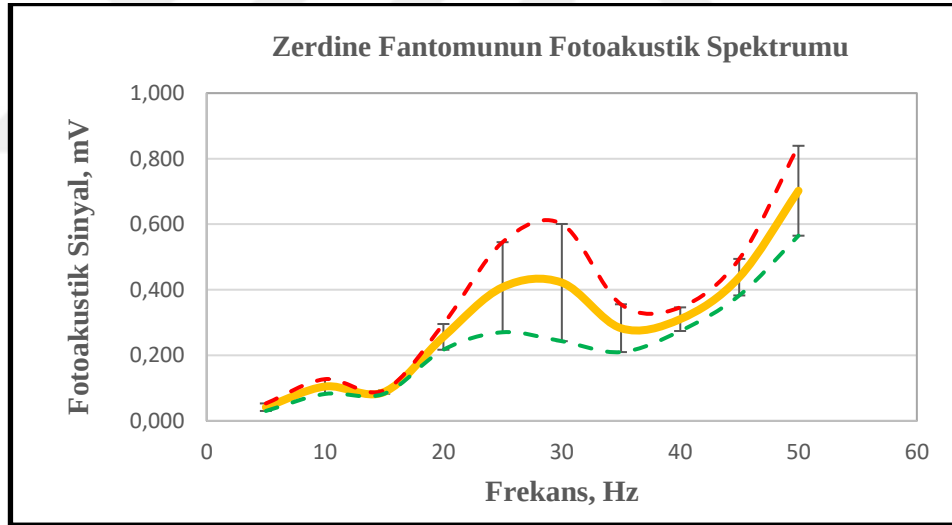
Fotoakustik ölçüm sistemi katı malzemeler üzerinde test edildikten sonra tezin ana konusu olan doku benzeri malzemeler üzerinde incelenmeye başlanmıştır. Bu nedenle, aşağıdaki bölümlerde deneylerde kullanılan agar, Zerdine ve kas fantomları üzerinde yapılan fotoakustik etki çalışmaları anlatılacaktır.

4.6.2. Doku Benzeri Malzemeler Üzerinde Yapılan Fotoakustik Etki Sinyallerinin Ölçümü

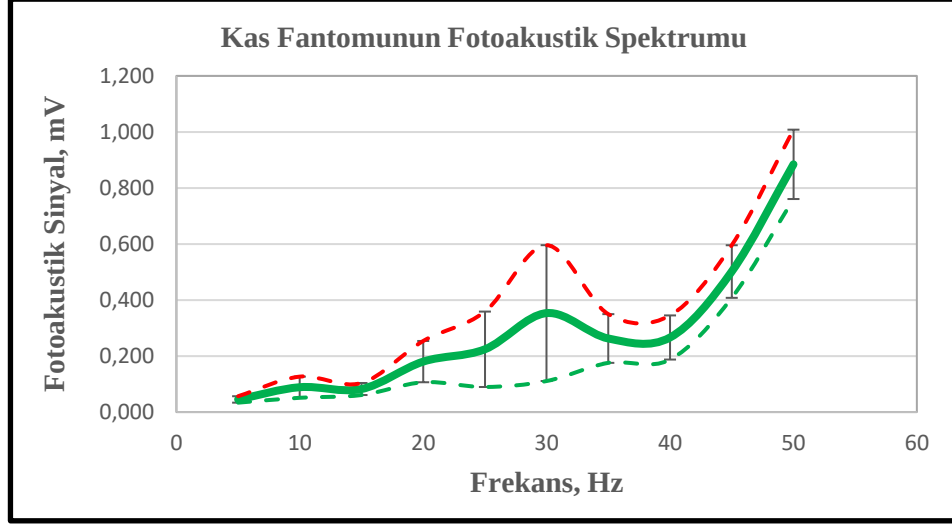
Katı malzemeler üzerinde fotoakustik sinyaller test edildikten sonra agar, Zerdine ve kas fantomu gibi doku benzeri malzemeler üzerinde fotoakustik etki sinyalleri araştırılmıştır. Agar, Zerdine ve kas fantomlarının fotoakustik spektrumu sırasıyla Şekil 4.157 ile Şekil 4.159'da alt ve üst limit sınırları içinde ortalama olarak görülebilir. Bu grafikler, farklı kıyıcı frekanslarında uygulanan darbeli lazer ışığı altında elde edilirken, bu ölçümlerde fantomlar normal hava dolu bir fotoakustik hücre içinde bulunmaktaydı.



Şekil 4.157: Agar fantomunun farklı kırıyıcı frekanslarında elde edilen fotoakustik spektrumu.

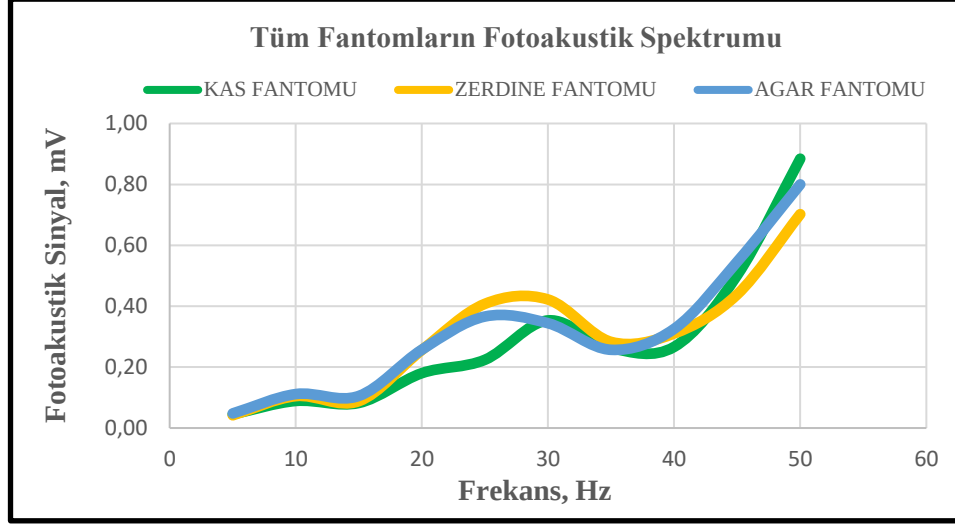


Şekil 4.158: Zerdine fantomunun farklı kırıyıcı frekanslarında elde edilen fotoakustik spektrumu.



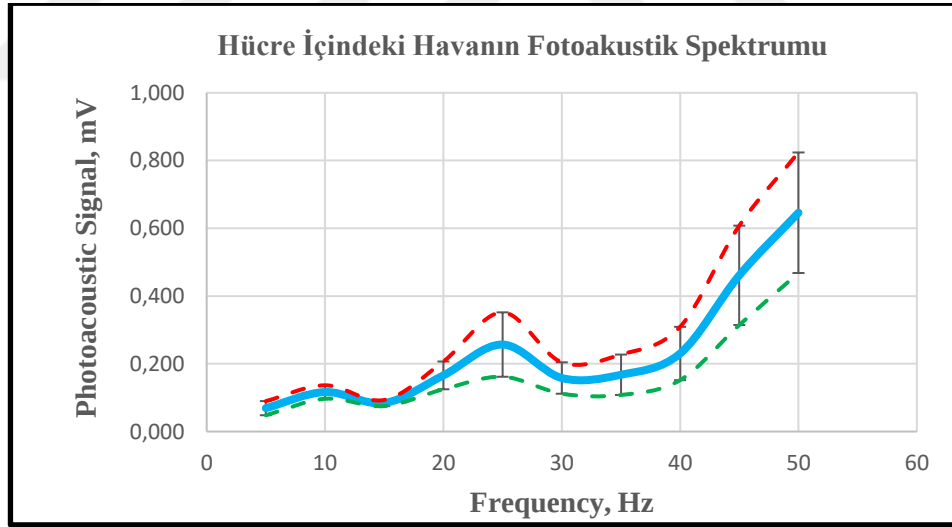
Şekil 4.159: Kas fantomunun farklı kıyıcı frekanslarında elde edilen fotoakustik spektrumu.

Şekil 4.160'ta farklı kıyıcı frekanslarındaki fantomlardan elde edilen fotoakustik spektrumlar tek bir grafikte gösterilmiştir. Şekilden de görüleceği üzere oluşturulan fotoakustik ölçüm sistemi farklı özellikteki fantomlarda farklı spektrumlar vermektedir. Spektrumlar incelendiğinde agar ve Zerdine fantomlarının yumuşak dokuları temsil etmesi nedeniyle benzer eğilim gösterdiği görülmektedir. Kas fantomu ise biraz farklı bir karakteri temsil etmektedir. Bu durum şu şekilde açıklanabilir. Bu beklenen bir durumdur çünkü üç fantom da su bazlı fantomlardır ve 635 nm'lik gelen bir ışık dalga boyunda su gibi aynı soğurucu bileşene sahiptir. Ayrıca her bir fantom için sinyal güçlerinin 20-35 Hz aralığında yüksek olduğu görülmektedir. Bu, fantomların kimyasal ve fiziksel bileşimine bağlı olabilir.



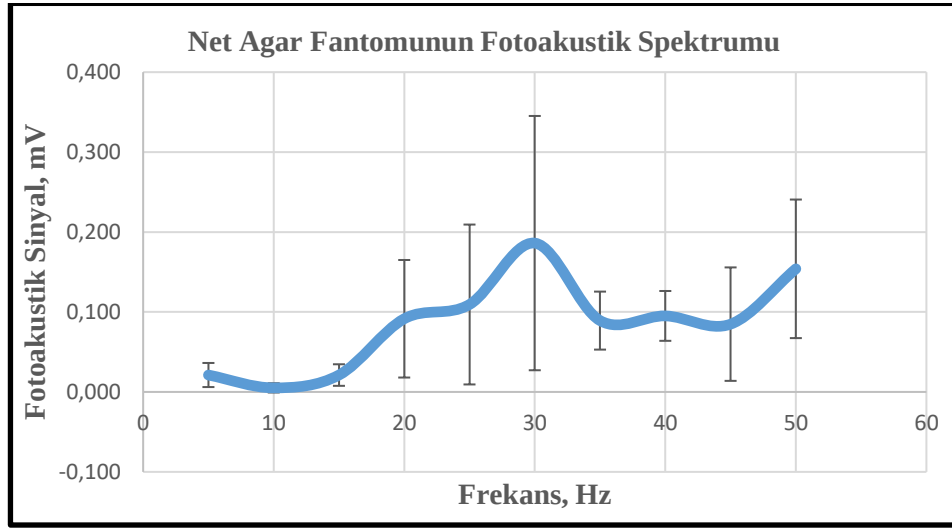
Şekil 4.160: Farklı kıyıcı frekanslarındaki tüm fantomların fotoakustik spektrumu.

Havanın fotoakustik spektrumu da alt ve üst limitler dahilinde Şekil 4.161'de görüldüğü gibi fotoakustik hücre içine herhangi bir fantom yerleştirilmeden aynı sistem kullanılarak farklı kıyıcı frekanslarında sadece normal hava için elde edilmiştir.

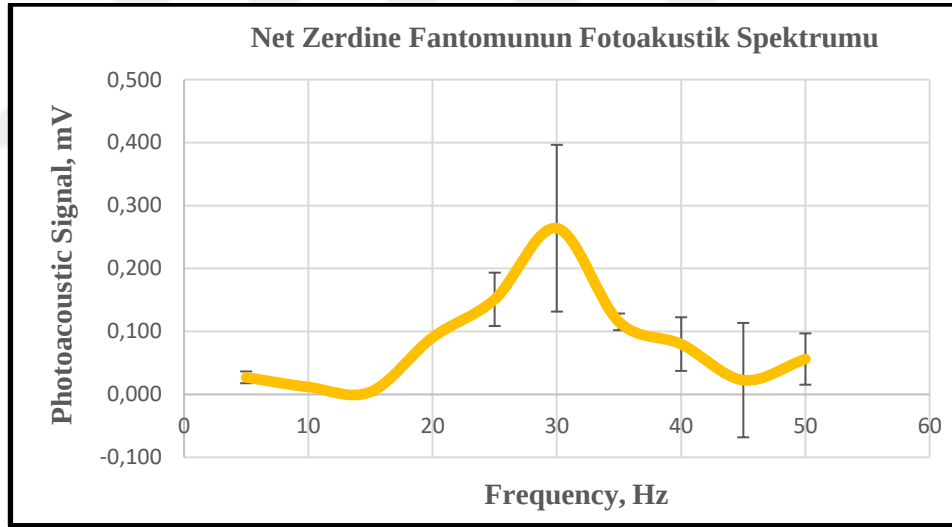


Şekil 4.161: Fotoakustik hücredeki normal havanın farklı kıyıcı frekanslarındaki fotoakustik spektrumu.

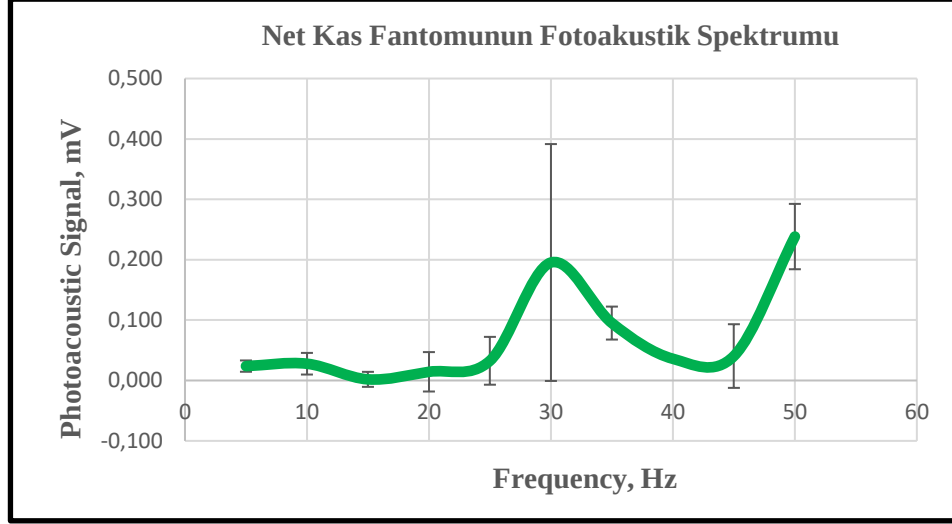
Fotoakustik hücrede normal hava için fotoakustik spektrum elde edildikten sonra, normal havanın spektrumu her bir fantom için elde edilen spektrumdan çıkarılmıştır. Şekil 4.162, Şekil 4.163 ve Şekil 4.164'de bu fotoakustik spektrumlar görülebilir.



Şekil 4.162: Net agar fantomunun farklı kısıyıcı frekanslarındaki fotoakustik spektrumu.

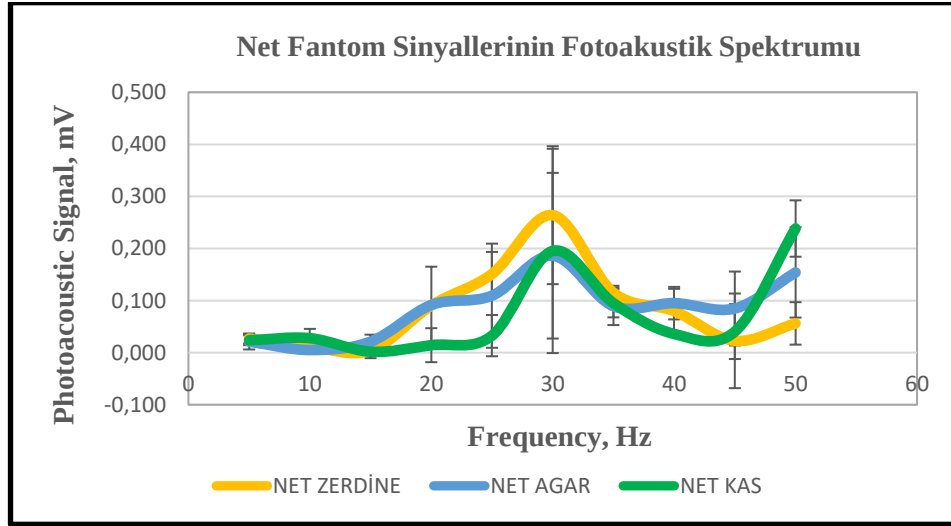


Şekil 4.163: Net Zerdine fantomunun farklı kısıyıcı frekanslarındaki fotoakustik spektrumu.



Şekil 4.164: Net kas fantomunun farklı kırıyıcı frekanslarındaki fotoakustik spektrumu.

Yine aşağıdaki Şekil 4.165'te, farklı kırıyıcı frekanslarındaki fantomlardan elde edilen net fotoakustik spektrumlar tek bir grafikte gösterilmiştir. Şekilden de görülebileceği gibi, spektrumlar farklı yapı, içerik ve karaktere sahip fantomlar olduğundan bu şekilde birbirinden daha net bir şekilde ayrılabilir.

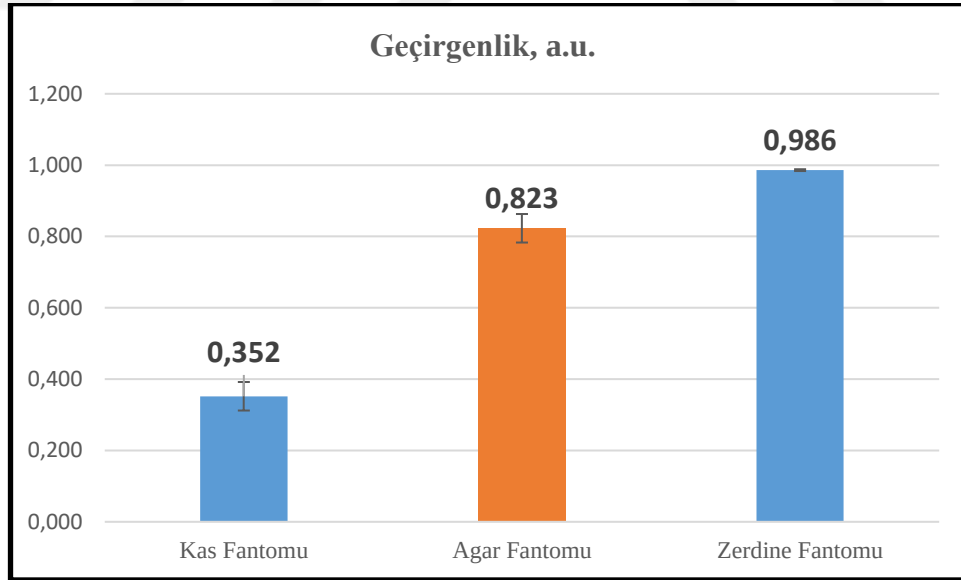


Şekil 4.165: Farklı kırıyıcı frekanslarında net fantom sinyallerinin fotoakustik spektrumu.

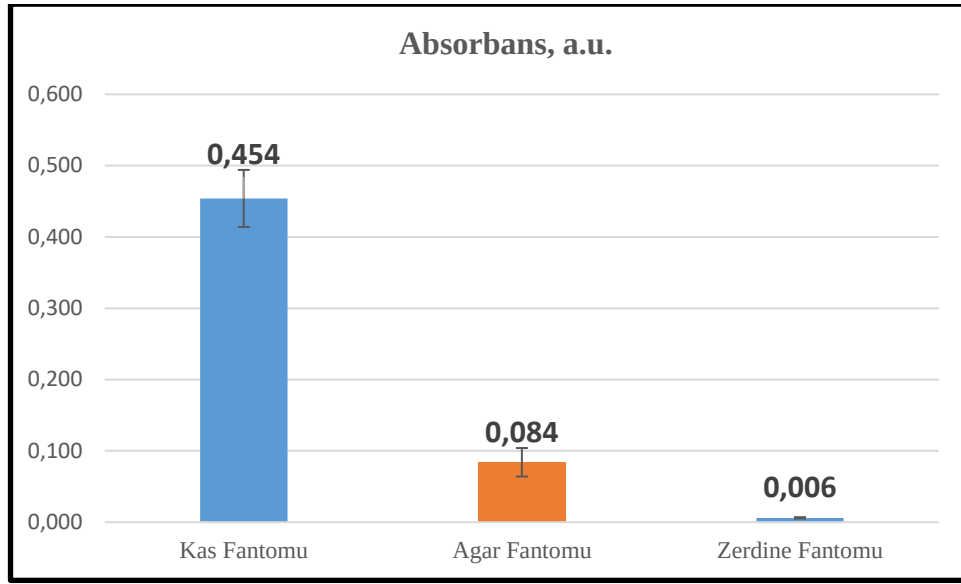
4.7. Fotoakustik Etki Ölçümleri Üzerinden Yapılan Optik Karakterizasyon Hesaplamaları

Belirli bir kıyıcı frekansında fantomun sistemde olduğu ve sistemde fantom olmadığı durumları da değerlendirilerek fotoakustik ölçümlerden fantomların makroskobik ve mikroskobik optik parametrelerini belirleyebiliriz. Burada sistemde fantom yokken yani havanın fotoakustik spektrumu “ I_0 ” olarak, sistemde fantom varken alınan fotoakustik spektrum “ I ” olarak değerlendirilebilir ve böylece makroskobik ve mikroskobik optik parametreler hesaplanabilir. Bu arada burada 635 nm lazer ışığı kullandığımız için elde ettiğimiz fantomların makroskobik ve mikroskobik optik parametrelerinin 635 nm dalga boyuna ait olduğunu belirtmemizde de fayda vardır.

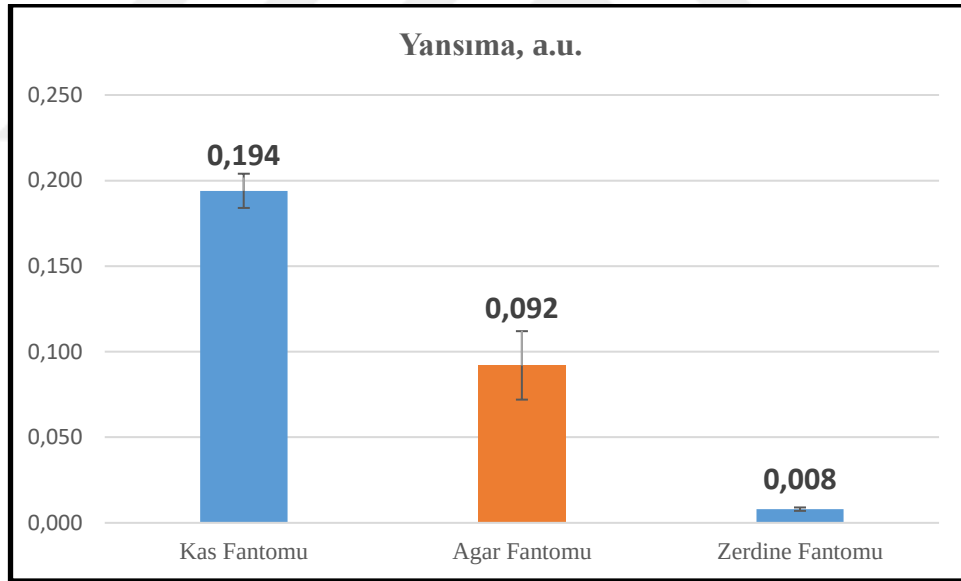
Örneğin 10 Hz kıyıcı frekansında fotoakustik ölçüm değerleri kullanılarak 635 nm dalga boyunda geçirgenlik, soğurma, yansıtma, kırılma indisi ve optik doğrusal zayıflama katsayısı gibi fantomların elde edilen makroskopik optik özellikleri Şekil 4.166'dan Şekil 4.170'e kadar görülebilir.



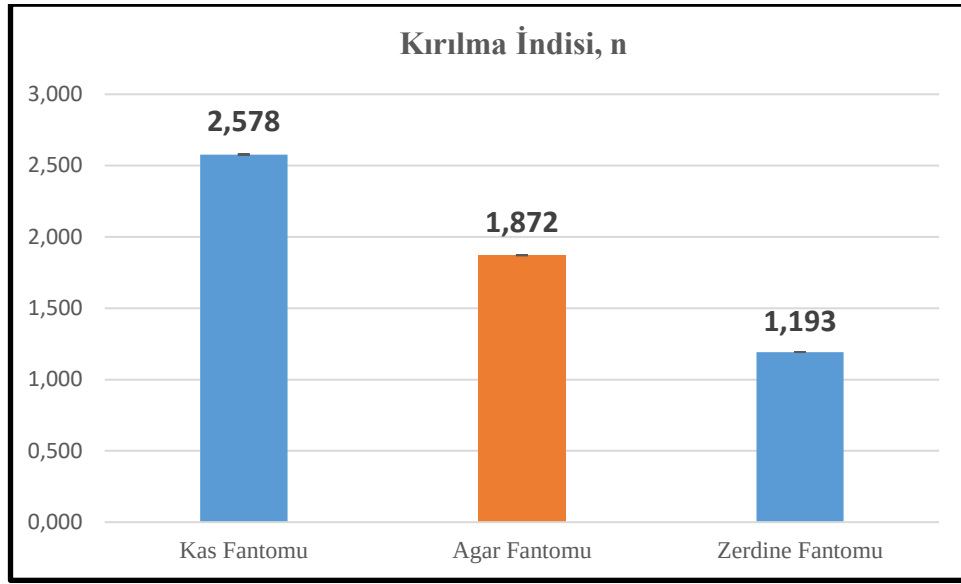
Şekil 4.166: 635 nm dalga boyu için 10 Hz kıyıcı frekansındaki fantomların geçirgenlik değerleri.



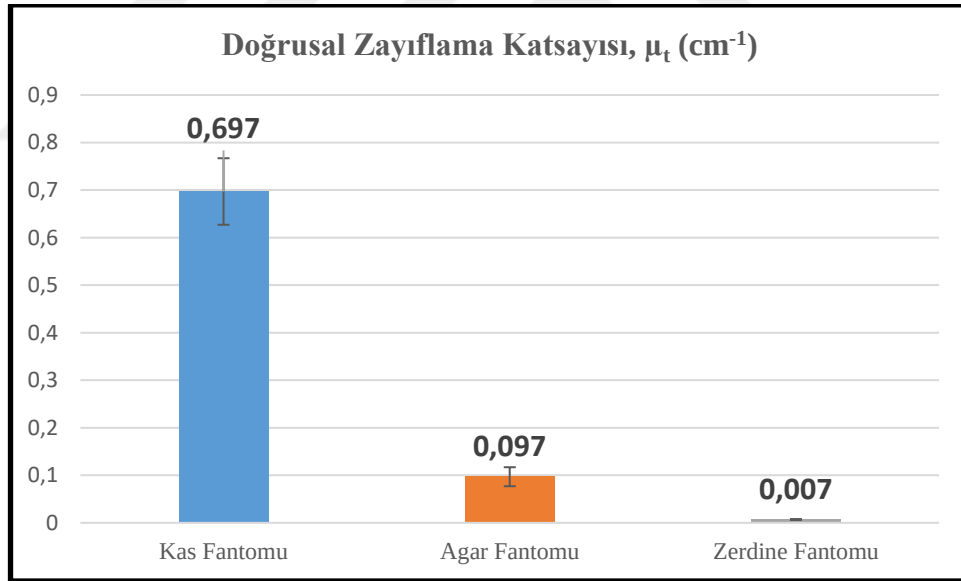
Şekil 4.167: 635 nm dalga boyu için 10 Hz kırıyıcı frekansındaki fantomların absorbans değerleri.



Şekil 4.168: 635 nm dalga boyu için 10 Hz kırıyıcı frekansında fantomların yansıma değerleri.



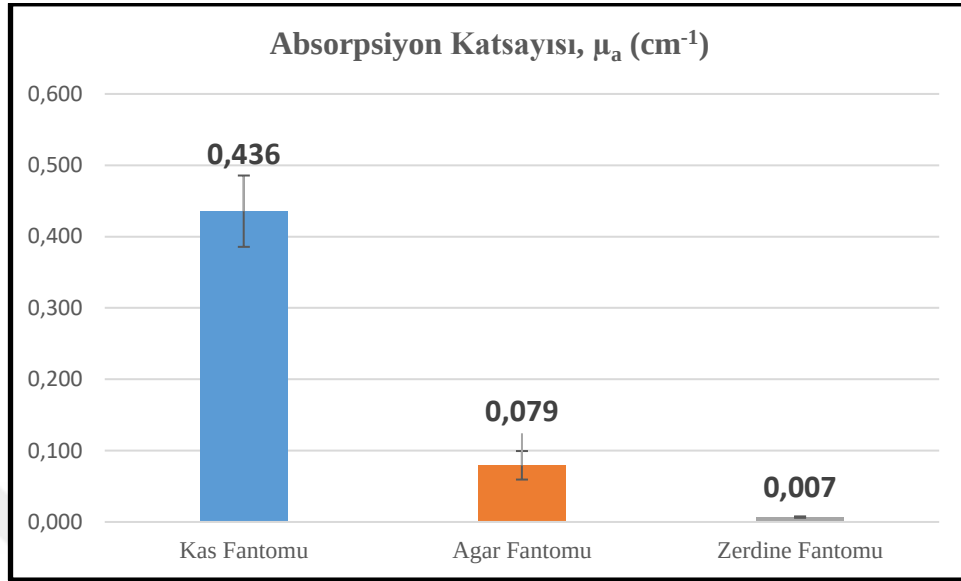
Şekil 4.169: 635 nm dalga boyu için 10 Hz kırıyıcı frekansındaki fantomların kırılma indisi değerleri.



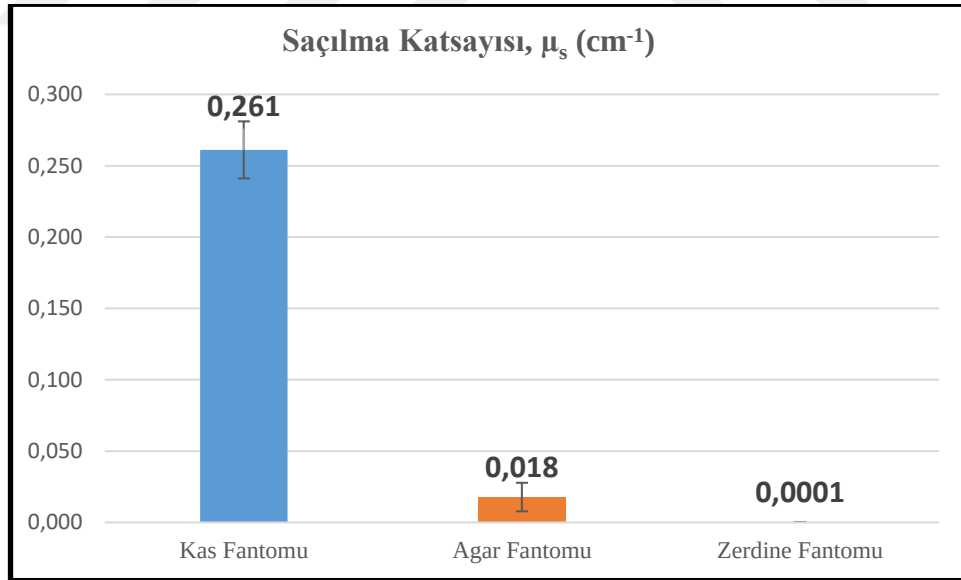
Şekil 4.170: 635 nm dalga boyu için 10 Hz kırıyıcı frekansındaki fantomların lineer zayıflama katsayısı değerleri.

Makroskobik optik özellikler bulunduğundan sonra, 635 nm dalga boyunda fantomlar için Kubelka-Munk Fonksiyonu yaklaşımı yardımıyla 10 Hz kırıyıcı frekansında absorpsiyon katsayısı, saçılma katsayısı ve azaltılmış saçılma katsayısı gibi

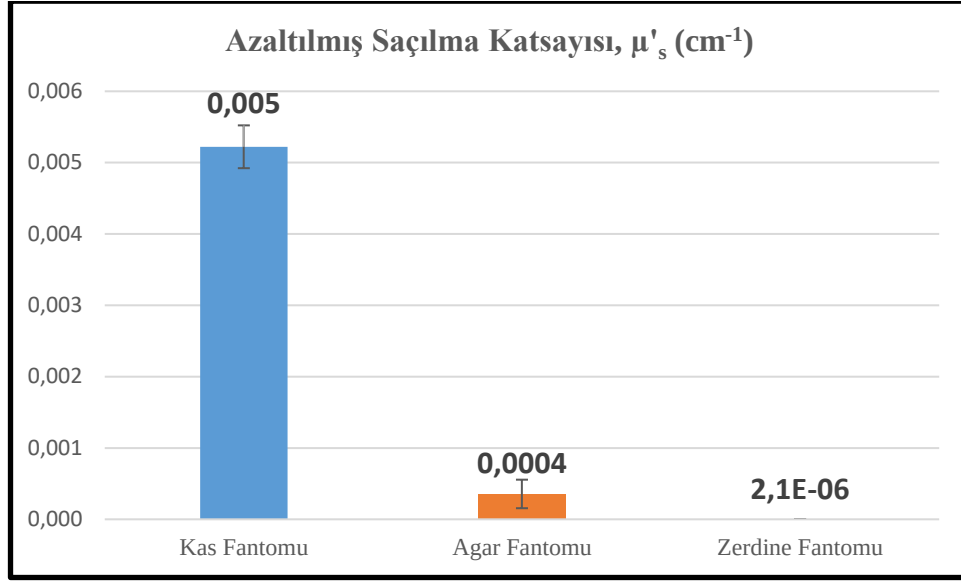
mikroskobik optik özellikler ayrı ayrı hesaplanmıştır. Hesaplama sonuçları aşağıda Şekil 4.171'den Şekil 4.173'e kadar görülebilir.



Şekil 4.171: 635 nm dalga boyu için 10 Hz kıyıcı frekansındaki fantomların absorpsiyon katsayısı değerleri.



Şekil 4.172: 635 nm dalga boyu için 10 Hz kıyıcı frekansındaki fantomların saçılma katsayısı değerleri.



Şekil 4.173: 635 nm dalga boyu için 10 Hz kırıyıcı frekansındaki fantomların azaltılmış saçılma katsayısı değerleri.

Her üç fantomun fotoakustik sinyal setlerinin yoğunluk ve makroskobik optik parametrelerle korelasyonu incelendiğinde, soğurma ve soğurma katsayısının %90 oranında ilişkili olduğu bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 4.20 ve Tablo 4.21'de görülebilir. Bu, fotoakustik sinyallerin genliğinin yoğunluğa ve makroskobik optik parametrelere bağlı olduğunu, başka bir deyişle, büyük ölçüde absorpsiyon katsayısı ile doğrudan ilişkili olduğunu göstermektedir. Bu nedenle, bu çalışma, modüle edilmiş elektromanyetik dalgaların malzemeler tarafından emilmesiyle oluşan akustik dalgaların üretilmesinin fotoakustik (PA) etkisinin tezini doğrulamaktadır. Ayrıca, fotoakustik görüntülemenin, görüntü kontrastını görüntülenen dokunun optik absorpsiyon katsayısından türeten bir görüntüleme yöntemi olabileceği tezini de doğrulamaktadır [160].

Tablo 4.20: Yoğunluk ve ölçülen optik parametreler arasındaki ilişkiler.

Fantomlar	Yoğunluk	Absorbans	Geçirgenlik	Yansıma	Absorpsiyon Katsayısı
Kas	1.07	0.454	0.352	0.194	0.436
Agar	1.06	0.084	0.823	0.092	0.079
Zerdine	0.98	0.006	0.986	0.008	0.007

Tablo 4.21: Fotoakustik sinyal ile kritik parametreler arasındaki korelasyon.

Parametreler	Fotoakustik Sinyal
Yoğunluk	0.32
Absorbans	0.89
Geçirgenlik	-0.85
Yansıma	0.72
Absorpsiyon Katsayısı	0.9

5. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında, sağlık alanında kullanılan lazer, IPL ve LED gibi birkaç ışık tedavi cihazının doku benzeri malzemeler üzerindeki termal ve fotoakustik etkileri araştırılmıştır. Temel olarak agar, Zerdine ve kas fantomları üzerinde çalışılmıştır. Üretilen fantomların akustik ve optik karakterizasyonları gerçekleştirilmiştir. İn vitro ortamda gerçekleştirilen deneylerde, sıcaklık etkileri için çeşitli tipteki ısı çiftleri ve infrared termal kamera ölçüm yöntemleri kullanılmıştır. Optik ölçümler için optik güç ölçer, tek toplayıcı küre, geniş bant ışık kaynağı ve spektrometre ölçüm araçları kullanılmıştır. Ayrıca, fantomlar üzerindeki fotoakustik etkilerin belirlenebilmesi için bir fotoakustik etki ölçüm sistemi kurulmuştur. Akustik olarak fantomların ses hızı, yoğunluk, akustik empedans ve zayıflama katsayıları ölçülürken optik olarak da fantomların makroskobik ve mikroskopik optik özellikleri belirlenmiştir. Belirlenen makroskobik optik özellikler; geçirgenlik, absorpsiyon, yansımaya, kırılma indisi ve doğrusal zayıflama katsayısı iken, mikroskopik özellikler ise absorpsiyon katsayısı, saçılma katsayısı ve azaltılmış saçılma katsayısıdır.

Yapılan tez çalışması sonuçlarını; fantomların optik özellikleri, lazer, IPL, LED ve fotoakustik deneyleri açısından özetlersek şunları söyleyebiliriz.

Bu çalışmada agar, Zerdine ve kas fantomlarının makroskobik ve mikroskopik optik özellikleri mevcut araştırma ile belirlenmiştir. Makroskobik optik özellikler hem optik güç ölçer temelinde lazer ve tek toplayıcı küre ölçüm yöntemi hem de geniş bant beyaz ışık kaynaklı ve tek toplayıcı küre ile kullanılan spektrometre ile belirlenmiştir. Mikroskopik optik özellikler ise makroskobik optik özellikler temelinde Kubelka-Munk Fonksiyonu yaklaşım yöntemi kullanılarak tespit edilmiştir. Optik güç ölçümü temelinde tek toplayıcı küre ölçüm yöntemi ile yapılan lazer çalışması tek bir dalga boyunda optik özelliklerin belirlenmesine olanak sağlarken, geniş bant beyaz ışık kaynaklı ve tek toplayıcı küre ile birlikte kullanılan spektrometre ile yapılan ölçümler ise daha geniş bir dalga boyu aralığında gerçekleştirilmiştir. Dolayısıyla, bu yenilikçi yöntem çalışması, farklı dalga boylarına dayalı optik parametrelerin araştırılmasına olanak tanımıştır. Bu tez çalışmasında önerdiğimiz yaklaşım, sadece belirli, tek bir dalga boyunda optik parametreleri aramak yerine, geniş bir spektrum boyunca optik parametrelerin değerlerini araştırmaktadır. Bu nedenle spektroskopi mantığına dayalı olarak yapılan bu çalışma, optik özelliklerin araştırılmasını benzersiz kılmaktadır.

Sonuç olarak, fantomların optik karakterizasyonu bu yöntem kullanılarak kolayca yapılabilecek ve bu yöntem gelecekte birçok farklı fantom türüne de uygulanabilecek niteliktedir.

Bu çalışmada, iyi karakterize edilmiş doku benzeri fantomlar (agar, Zerdine ve kas fantomu) ve terapötik amaçlar için kullanılan düşük seviyeli bir lazer kaynağı kullanılarak hem fantomların içinde hem de fantomların yüzeylerinde lazer kaynaklı sıcaklık ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Ölçümlerdeki iç sıcaklık farklarını anlamlı bir şekilde değerlendirmek için iki farklı tip sıcaklık ölçüm sistemi (DBK83 sıcaklık ölçüm sistemi ve UME MEDMET sıcaklık ölçüm sistemi) ve iki farklı tip ısı çifti (T tipi ve NTC tipi sensör) kullanılmıştır. Fantomlar üzerinde 20 s, 40 s, 60 s ve 80 s sürelerle uygulanan düşük güçlü lazer ışınının neden olduğu sıcaklık artışlarının güvenli ve zararlı olmayan termal tedaviye uygun olduğu sonucuna varılmıştır. Ölçüm sonuçlarından da görüldüğü gibi iki farklı tip ısı çifti ile tekrarlanan deneylerde farklı ısı çiftler kullanılarak farklı iç sıcaklık değerleri elde edilmiştir ancak NTC tipi sensör kullanılarak elde edilen değerlerdeki bu 2,5-3 °C'lık sıcaklık artışı değerlendirme için anlamlı bulunmamıştır. Çünkü T tipi ısı çifti kıyasla NTC tipi termistörlü sıcaklık sensörünün yüksek sıcaklık belirsizliği değeri nihai değerlendirmeyi etkilememektedir. Yine, yüzey sıcaklığı ölçümünde bulunan sıcaklık farklılıkları (5 cm mesafeye kadar ortalama 10 °C) fotoablasyon etkilerinden ziyade zararsız termal türden süreçlerdir. Sonuç olarak, düşük seviyeli lazer ışıması fantom içinde ve fantom yüzeyinde önemsiz sıcaklık artışları (maksimum 3 °C) üretmiştir. Çalışma ayrıca, bulunan sıcaklıkların kritik sıcaklık değeri olan 45 °C'nin altında kalması nedeniyle fototermal etkilerden ziyade çoğunlukla fotokimyasal süreçleri tetikleyen türden olduğunu göstermiştir. Bir başka deyişle, kullanılan lazer ile elde edilen sıcaklıklar doku benzeri malzemeler üzerinde bir biyostimülasyon etkisi yaratmakta ve sadece hücrel aktivasyona yol açmaktadır. Bu da kullanılan lazerin düşük seviyeli lazer tedavisi için uygun, güvenli ve kabul edilebilir olduğunu göstermektedir. Buna ek olarak, sıcaklık verileri kullanılarak, iyi karakterize edilmiş bir doku taklit eden fantom üzerinde lazer güvenlik mesafesinin karakterizasyonu da yapılmıştır. Elde edilen bulgulara göre lazerin fotoablasyon etkisi olup olmadığı incelenmiş ve lazerin güvenlik değerlendirmesi ANSI Z136.1 standardına uygun olarak yapılmıştır. İzin verilen maksimum maruz kalma sınırı sıcaklığa bağlıdır. Bu nedenle, izin verilen maksimum maruz kalma değerlendirmesi, insan dokusunu taklit eden fantom üzerinde sıcaklık ölçümü yoluyla gerçekleştirilmiştir. Dolayısıyla, bu çalışmada kullanılan lazer

maksimum izin verilebilir maruz kalma (MEP) kavramı içerisinde göz ve cilt teması açısından da bir değerlendirmeye tabi tutulmuş ve kullanılan lazerin insan kullanımı için bir dereceye kadar güvenli olduğu görülmüştür. Bu çalışmada maksimum optik gücü 400 mW olan bir lazerin insanlarda 80 saniyeye kadar ve minimum 25 mm yaklaşma mesafesine kadar güvenle kullanılabileceği gösterilmiştir. Sonuç olarak, doku benzeri malzemeler üzerinde farklı sürelerde uygulanan düşük seviyeli lazer ışığının neden olduğu sıcaklık artışlarının termal tedavi açısından zararsız, güvenli ve uygun olduğu sonucuna varılmıştır. Bu çalışma, açıkça fantom ile yapılan sıcaklık ölçme deneylerinin ışık tabanlı cihazların güvenlik testi ve terapi uygunluğu için bir araç olarak kullanılabileceğini göstermiştir. Bu nedenle, düşük seviyeli lazerlerin optik ve sıcaklık karakterizasyonu için fantom çalışmaları kullanılabilir bir seçenek olarak görülmektedir. Bu tez çalışmasında yapılan çalışmalar, gelecekte dalga boyuna duyarlı optik fantom geliştirilmesinde de bir araç olarak değerlendirilebilir. Yine gelecekte, bu tarz çalışmalar farklı türden iyi karakterize edilmiş doku taklit eden fantomlar kullanılarak, farklı düşük güçlü lazerler için oküler ve cilt risk değerlendirmesi, doz kavramı ve sıcaklık ölçümü açısından çeşitli ısı çiftler ve fantom formları kullanılarak tekrardan gerçekleştirilebilir.

Bu çalışmada, doku taklit eden farklı fantomlar (agar, Zerdine ve kas fantomu) üzerinde IPL cihazının ışık darbeleri kullanılmış ve fantom içinde IPL cihazının oluşturduğu sıcaklıklar ısı çiftleri ile belirlenmiştir. Çalışmanın amacı, IPL cihazlarının insanlar üzerinde kullanımı için güvenli olup olmadığının araştırılmasıdır. Sonuç olarak tespit edilen maksimum sıcaklıklar, dokular üzerinde termal etkileri olmayan güvenli sıcaklık bölgesinde (45 °C'nin altında) bulunmuştur. Ayrıca, bu çalışmanın sonuçları, literatürde bu tür cihazların güvenli ve olumsuz sıcaklık etkileri açısından zararsız olduğu bilgisini de doğrulamaktadır. Ayrıca deneylerde kullanılan doku benzeri malzemeler optik ve akustik olarak iyi karakterize edilmiş ve kullanılan doku benzeri malzemelerin literatürde verildiği şekli ile gerçek dokuları temsil ettiği sonucuna varılmıştır. Özetle, bu çalışma ile ışık yayan cihazların güvenlik testlerinde fantomların kullanılabileceği gösterilmiştir. Bu çalışmada özellikle anlık yoğun ışık yayan cihazlardan biri olan ve tedavi amaçlı kullanılan, Philips marka LUMEA Prestige model bir yoğun atımlı ışık (IPL) cihazının farklı ten/cilt renklerini temsil eden, doku taklit eden bir fantom olan agar bazlı yapay malzemeler kullanılarak sıcaklık etkileri açısından güvenli olup olmadığı da araştırılmıştır. Bunun yanı sıra ısı çiftlerinin yerleştirildiği farklı derinlik seviyelerinde optik güç ölçümleri de yapılmıştır.

Bu çalışmada örnek olarak incelenen IPL terapi cihazı, %0,1 ve %1 erimiş siyah kahve granülleri içeren fantomlar için aşağıdaki ortalama sıcaklıkları ve sıcaklık artış farklarını üretmiştir. % 0,1 kahve katkılı fantom için bu çalışmada incelenen IPL terapi cihazının 15,4 mm derinlikte ortalama $(22,59 \pm 0,61) ^\circ\text{C}$ ve 35,3 mm derinlikte $(21,19 \pm 0,05) ^\circ\text{C}$ sıcaklık ürettiği saptanmıştır. IPL terapi cihazının neden olduğu sıcaklık farkı 15,4 mm derinlikte $(1,59 \pm 0,61) ^\circ\text{C}$ ve 35,3 mm derinlikte $(0,19 \pm 0,05) ^\circ\text{C}$ olmuştur. %1 kahve ilaveli fantom için bu çalışmada incelenen IPL terapi cihazının 15,4 mm derinlikte ortalama $(20,23 \pm 0,39) ^\circ\text{C}$ ve 35,3 mm derinlikte $(19,84 \pm 0,12) ^\circ\text{C}$ sıcaklık ürettiği saptanmıştır. %1 kahve ilaveli fantomda IPL terapi cihazının neden olduğu sıcaklık farkı 15,4 mm derinlikte $(1,13 \pm 0,39) ^\circ\text{C}$ ve 35,3 mm derinlikte $(0,74 \pm 0,12) ^\circ\text{C}$ olmuştur. Sonuç olarak farklı derinliklerde IPL uygulamasından önce ve sonra sıcaklık farkları ölçülmüş ve sıcaklık artışının tolere edilebilir olduğu bulunmuştur. Başka bir ifade ile, bulunan sıcaklık değerlerinin literatürde belirtilen fototermal etkiler açısından çok anlamlı olmadığı bulunmuştur. Ölçülen bu sıcaklık değerleri, IPL terapi cihazının termal olmayan bir terapi cihazı olduğunu göstermektedir. Ayrıca, bu çalışmanın sonuçları, literatürde bu tür cihazların güvenli ve olumsuz sıcaklık etkileri açısından zararsız olduğu bilgisini de doğrulamaktadır. Optik güç ölçümlerinde ise bu çalışmanın optik güç ölçümlerinin etkili ışık penetrasyon derinliği hakkında değerli bilgiler verdiği söylenebilir. Etkili ışık penetrasyon derinliğinin bu şekilde incelenebileceği çalışma ile gösterilmiştir. Farklı konsantrasyonların (%0,1 ve %1 kahve fantomu olarak) sıcaklık artışı üzerindeki etkisi incelendiğinde, konsantrasyon artışının nispeten uzak noktalarda, özellikle koyu tonlarda, önemsiz ve aynı zamanda etkisiz sıcaklık artışına yol açtığı görülmüştür. Bir başka deyişle, yakın mesafeler için sıcaklık ve mesafe arasında pozitif bir ilişki olduğu ve uzak mesafeler için negatif bir ilişki olduğu gösterilmiştir. Neticede, bu çalışmanın sonuçları bu tür cihazların güvenli ve zararsız olduğunu göstermiştir. Bu çalışma sonucunda bu tür cihazların güvenlik değerlendirmesinin doku fantomları kullanılarak yapılabileceği gösterilmiştir. Test laboratuvarları veya araştırma enstitüleri bu tür terapi cihazları için yapay doku fantomlarını doğrulama yöntemi olarak kullanabilirler. Gelecekte, bu ön çalışma, doku fantomu içinde ve doku fantomu yüzeyine çok yakın mesafelerde ultra ince ve hassas çok sayıda ısı çiftleri ve farklı fantomlar ile genişletilebilir. Yine bu çalışmada incelenen cihaz, IPL terapi cihazlarının en basit türlerinden biridir. Bu çalışmada uygulanan bu yöntem ile IPL cihazlarının veya ışık yayan terapi cihazlarının daha karmaşık formları da test edilebilir.

Bu çalışmada yine ışık yayan cihazlardan biri olan ve farklı renkte ışık yayan ve tedavi amaçlı kullanılan Tristar One marka bir LED terapi cihazının doku taklit eden bir malzeme olan agar ile sıcaklık açısından güvenli olup olmadığı araştırılmıştır. LED terapi cihazının fantom yüzeyinde ortalama $(19,72 \pm 1,01)$ °C ve fantom içerisinde ise $(18,24 \pm 0,82)$ °C sıcaklık ürettiği tespit edilmiştir. Yine LED terapi cihazının neden olduğu sıcaklık farkı fantom içinde $(0,31 \pm 0,22)$ °C ve fantom yüzeyinde ise $(0,74 \pm 0,25)$ °C olmuştur. Bulunan bu sıcaklık değerleri literatürdeki veriler ışığında fototermal etkiler açısından çok önemli değildir. Ayrıca ölçülen bu sıcaklık değerleri, LED terapi cihazının termal olmayan bir terapi cihazı olduğunu göstermiştir. Bu tür cihazların güvenliği ile ilgili literatürde yeni bir araştırmaya rastlanmamasına rağmen, bu çalışmanın sonuçları bu tür cihazların güvenli ve zararsız olduğu konusunda literatürde yer alan bilgileri doğrulamaktadır. Bu çalışma, fantom çalışmalarının ışık yayan cihazların güvenlik testi için bir araç olarak kullanılabileceğini göstermiştir. Ayrıca bu çalışma, enerji bazlı çalışan tıbbi cihazların gelecekteki kapsam değerlendirmesi için bir veri girişi sağlayabilir. İleride fantom içerisinde farklı konumlanan çoklu ısı çiftleri ile LED deneyleri geliştirilebilir ve benzer çalışmalar farklı fantomlar üzerinde de denenebilir. Son olarak, test ve kalibrasyon laboratuvarları ışık yayan terapi cihazlarının test edilebilirlik altyapısını bu şekilde fantom çalışmaları ile kurabilirler.

Bu tez çalışması için TÜBİTAK UME Medikal Metroloji laboratuvarı'nda bir lazer sistemi, bir kıyıcı ve kıyıcı kontrolcüsü, bir kilitlemeli yükselteç ve bir deney hücresi içerisinde bulunan numune ve hassas mikrofondan oluşan bir fotoakustik ölçüm sistemi geliştirilmiştir. Darbeli lazer ışığı, deney hücresi içerisinde bulunan farklı malzemeler ve doku benzeri malzemeler üzerine düşürülerek bu malzemelerin fotoakustik etkilerden kaynaklanan elektriksel sinyalleri tespit edilmiştir. Öncelikle oluşturulan fotoakustik etki ölçüm sistemi ile pirinç, soğurucu ve strafor gibi üç farklı malzemenin farklı kıyıcı frekanslarında fotoakustik sinyalleri ölçülerek malzemelerin fotoakustik spektrumları çıkarılmıştır. Belirli kıyıcı frekanslarında yoğunluklar ile fotoakustik sinyaller arasında pozitif korelasyonlar olduğu bulunmuştur. Farklı tür ve yoğunluktaki malzemelerin fotoakustik spektrumlarının da birbirinden farklı olduğu görülmüştür. Bu da kurulan ölçüm sisteminin başarılı olduğunu ve farklı yoğunluktaki malzemelerin farklı fotoakustik etkiler yarattığını göstermiştir. Ayrıca, bu çalışmanın sonuçları, kurulan ölçüm sisteminin, fotoakustik etkileri algılayan ve farklı doku taklit eden malzemelerde farklı elektrik sinyalleri üreten bir malzeme karakterizasyon

analizörü olduğunu ortaya koymuştur. Ayrıca, fotoakustik etkilerin, incelenen malzemenin optik soğurma veya soğurma katsayısı gibi optik parametrelerle doğrudan ilişkili olduğu da kanıtlanmıştır. Daha sonra sistem, incelenen doku benzeri malzemeler (agar, Zerdine ve kas fantomu) üzerinde uygulanmış ve kıyııcı frekansları temelinde malzemelerin fotoakustik spektrumları çıkarılmıştır. Bunun yanı sıra, fotoakustik etki ölçümlerinde yenilikçi bir yöntem sunularak, fotoakustik ölçümlerden fantomların makroskobik ve mikroskobik optik parametrelerinin de fantomun sistemde var olduğu ve sistemde fantomun var olmadığı durumlarda belirli bir kıyııcı frekansındaki durumları değerlendirerek belirlenebileceği ileri sürülmüştür. Özetle kurulan fotoakustik ölçüm sistemi için şu önerilerde bulunulabilir. Kıyııcı frekansına kilitlenmiş kitleme sinyalleri ile farklı renk filtreleri kullanılarak gelecekte ölçüm yapan bir "fotoakustik spektroskopi" sistemi veya cihazı üretilebilir. Ayrıca, üç eksenli bir tarama sistemi kullanılarak ve çok hızlı sinyal işleme yöntemleri kullanılarak tek renkte veya birden fazla dalga boyunda tarama yapıldığında, bir "fotoakustik görüntüleme" sistemi veya cihazı üretilebilir. Gelecekteki çalışmalar için bu sistem gerçek dokular üzerinde uygulanabilir. Bunun yanı sıra fotoakustik etkiler sadece katı malzemelerde değil, sıvı ve gaz halindeki malzemelerde de meydana geldiği için fotoakustik etki ölçüm sistemi insan vücut sıvıları ve nefes analizlerine doğru da genişletilebilir. Sonuç olarak, yaptığımız bu çalışma ile fotoakustik etkilerin hem fotoakustik spektroskopinin hem de fotoakustik görüntülemenin temelini oluşturduğu açıkça gösterilmiştir. Bir başka deyişle, bu çalışma ile fotoakustik etkilerin fotoakustik teknolojisinin temeli olduğu gösterilmiştir.

Bu tez çalışması ile sağlık sektöründe kullanılan ışık tedavi cihazlarının termal ve fotoakustik etkileri hakkında literatüre önemli katkılarda bulunulmuştur. Ayrıca, doku benzeri malzemelerin üretimi ve karakterizasyonu, tıbbi araştırmalarda daha ileri çalışmalar için bir temel oluşturduğundan bu tür araştırmalar, tıbbi cihazların geliştirilmesi ve insan sağlığına yönelik yeniliklerin keşfedilmesi açısından büyük potansiyellere sahiptir. Doku benzeri fantomlar gerçek insan dokularını taklit edebilen malzemelerdir ve araştırmacılara, gerçek dokulara benzer özellikler ve yapılar sunarak tıbbi araştırmalarda kullanılabilen bir alternatif sundukları için önemli araştırma nesneleridir. Bu nedenle, bu çalışmanın sonuçları, ileride doku benzeri fantomların üretimi ve karakterizasyonu gibi alanlarda daha fazla araştırma yapılmasını teşvik edebilir.

KAYNAKLAR

- [1] Boyraz İ., Yıldız A., (2016), “Lazer çeşitleri ve yüksek yoğunluklu lazer kullanımı”, Çağdaş Tıp Dergisi, 6 (1), 104-109.
- [2] Bengi A., (2009), “InGaAsP/InP Çoklu Kuantum Kuyulu Çatı Dalga Kılavuzlu Lazer Diyotların Fabrikasyonu ve Lazer Diyot Parametre Analizi”, Ankara: Fizik Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- [3] Özayhan F., (2006), “Menekşe lazer diyotlu fotometre ile suntada formaldehit tayini”, Kayseri: Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi.
- [4] Ülgen F., (2010), “Violet lazer diyot ışınının mikroorganizmalar üzerine etkisi”, Kayseri: Erciyes Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Farmasötik Mikrobiyoloji Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi.
- [5] Dinç B., Or M. E., (2014), “Farklı Tipte Lazerlerin Veteriner Hekimlikte Kullanımı”, Türk Bilim Araştırma Vakfı TÜBAV Bilim, 7 (3), 1-10.
- [6] Özdiñler A. R. (Editör), Tarakçı E., Hüseyinsinoğlu B.E., Alpözen A.A., Arman B.B., (2016), “Fiziksel Modaliteler ve Elektroterapi”, Baskı, İstanbul: İstanbul Tıp Kitabevi.
- [7] Harutoğlu H., Öztürk B., Zenginler Y., (2016) Isı, Işık ve Hidroterapi, Ankara: Hipokrat Kitabevi.
- [8] Kim W. S., Calderhead R. G., (2011), “Is light-emitting diode phototherapy (LED-LLLT) really effective?”, Laser Therapy, 20 (3), 205-215.
- [9] Web 1, (2021), <https://www.fda.gov/radiation-emitting-products/radiation-emitting-products-and-procedures>, (Erişim Tarihi :15.01.2021).
- [10] Araújo C. d. S. A., Mazur C. E., Nardino V. M. d.-M., Souza H., Stramandinoli-Zanicotti R. T., Campos M. L. G., Oliveira E. R., Amenábar J. M., (2019), “Crohn's disease: Low-Level Laser Therapy (LLLT) as an adjuvant treatment of oral lesions”, Journal of Oral Diagnosis, 4 (1), 1-5.
- [11] Madani A., Ahrari F., Fallahrostegar A., Daghestani N., (2019), “A randomized clinical trial comparing the efficacy of low-level laser therapy (LLLT) and laser acupuncture therapy (LAT) in patients with temporomandibular disorders”, Lasers in Medical Science, 35(1), 181-192.
- [12] Prasad S. M. V., Prasanna T. R., Kumaran V., Venkatachalam N., Ramees M., Abraham E. A., (2019), “Low level laser therapy: A noninvasive method of

- relieving postactivation orthodontic pain—A randomized controlled clinical trial”, *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 11(Suppl 2), 228-231.
- [13] Rigonato-Oliveira N. C., Brito A. A. D., Vitoretti L. B., de Cunha Moraes G., Gonçalves T. H. K. Z.,... & de Oliveira L., (2019), “Effect of Low-Level Laser Therapy (LLLT) in Pulmonary Inflammation in Asthma Induced by House Dust Mite (HDM): Dosimetry Study.”, *Int J Inflam*. Mar 21; 2019:3945496.
- [14] Sinesi A., Cefola S., Grieco S., Viganò L., Casu C., (2019), ”A Refractory Labial Fissured Cheilitis Treated with Low Level Laser Therapy (LLLT)”, 35(1), 73.
- [15] Li B., Wang X., Cao L., (2019), “Low-level laser therapy (LLLT) promotes facial nerve regeneration after crush-injury in rats”, *Int J Clin Exp Med*, 12 (6), 7257-7263.
- [16] Web 2, (2021), Elmer C. J., “Is Low-Level Laser Therapy (LLLT) Effective in Reducing Pain and Ulcer Size in Diabetic Patients with Foot Ulcers?”, <https://core.ac.uk/reader/234132360>, (Erişim Tarihi :15.01.2021).
- [17] Moghadam M. Y., (2019), ”Low level laser therapy: a promising adjunct therapeutic modality for pain control after coronary artery bypass graft surgery.”, *The Korean journal of pain*, 32 (1), 51.
- [18] Olejnik M., Ślebioda Z., Dorocka-Bobkowska B., (2019), “Low-level laser therapy (LLLT) in the treatment of recurrent aphthous stomatitis (RAS)—a promising treatment option: A report of two cases.”, *Dental and Medical Problems*, 56 (3), 317-321.
- [19] Musstaf R. A., Jenkins D. F. Jha A. N., (2019), “Assessing the impact of low level laser therapy (LLLT) on biological systems: a review”, *International journal of radiation biology*, 95 (2), 120-143.
- [20] Diker N., Aytac D., Helvacioğlu F., Dagdelen C., Oguz Y., (2019), “Evaluation of the Effects of Low-Level Laser Therapy on Diabetic Bone Healing”, *Journal of Craniofacial Surgery*, 30 (7), 1994-1998.
- [21] Ma Y., (2019), ”Multi Wavelength Low Level Lasers Transmeatal Irradiation (MWLLTI) for Motion Sickness”, *Open Access Library Journal*, 6, 1-5.
- [22] de Lima F. M., (2019), ”Low Level Laser Therapy the Best New Discovery to Lung Diseases and Intern Organs Injured”, *EC Pulmonology and Respiratory Medicine*, 8 (8), 611-614.

- [23] Lee Y., Kim H., Kang H. W., (2019), "Phloroglucinol-assisted low-level laser therapy (LLLT) to prevent recurrence of urethral stricture", SPIE Conference Proceedings. 10852:1085208-1085208-7.
- [24] Oubiña G., Pascuali N., Scotti L., Di Pietro M., La Spina FA., Buffone M.G., Higuera J., Abramovich D., Parborell F., (2019), "Low level laser therapy (LLLT) modulates ovarian function in mature female mice", Progress in biophysics and molecular biology, 145, 10-18.
- [25] Ash C., Town G., Whittall R., Tooze L., Phillips J., (2017), "Lasers and intense pulsed light (IPL) association with cancerous lesions", Lasers Med. Sci., 32 (8), 1927-1933.
- [26] Jeon M., Park K., Yu H., Park J., Chang P.S., (2019), "Effect of intense pulsed light on the deactivation of lipase: Enzyme-deactivation kinetics and tertiary structural changes by fragmentation", Enzyme Microb. Technol., 124, 63-69.
- [27] González-Rodríguez A., Lorente-Gual R., (2015), "Current indications and new applications of intense pulsed light", Actas Dermo-Sifiliográficas (Engl. Ed.), 106(5), 350-364.
- [28] Daoud A., Gianatasio C., Rudnick A., Michael M., Waibel J., (2019), "Efficacy of combined intense pulsed light (IPL) with fractional CO₂-laser ablation in the treatment of large hypertrophic scars: A prospective, randomized control trial", Lasers Surg. Med., 51 (8), 678-685.
- [29] Ciocon D., Boker A., Goldberg D., (2009), "Intense pulsed light: what works, what's new, what's next", Facial Plast. Surg., 25 (5), 290-300.
- [30] Goldberg D., (2012), "Current trends in intense pulsed light", J. Clin. Aesthet. Dermatol., 5 (6), 45-53.
- [31] Stangl S., Hadshiew I., Kimmig W., (2008), "Side effects and complications using intense pulsed light (IPL) sources", Med. Laser Appl., 23 (1), 15-20.
- [32] Lee S., Ju C., Lee T., Na H., Lee I., Park C., (2017), "Development of evaluation methods for the approval and review of Intense pulsed light (IPL)", Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.. 2017:4525-4528.
- [33] Soltes B., (2010), "Intense pulsed light therapy", Obstet. Gynecol. Clin., 37 (4), 489-499.
- [34] Gold M., (2007), "Photodynamic therapy with lasers and intense pulsed light", Facial Plast. Surg. Clin. N. Am., 15 (2), 145-160.

- [35] Cai Y., Zhu Y., Wang Y. ve diğ., (2022), “Intense pulsed light treatment for inflammatory skin diseases: a review”, *Lasers Med Sci*, 37 (8), 3085–3105.
- [36] Town G., Ash C., (2010), “Are home-use intense pulsed light (IPL) devices safe?”, *Lasers Med. Sci.*, 25 (6), 773-780.
- [37] Oshima Y., Coutts R. D., Badlani N. M., Healey R. M., Kubo T., Amiel D., (2011), “Effect of light-emitting diode (LED) therapy on the development of osteoarthritis (OA) in a rabbit model”, *Biomedicine & Pharmacotherapy*, 65 (3), 224-229.
- [38] Oh P. S., Jeong H. J., (2019), “Therapeutic application of light emitting diode: Photo-oncologic approach”, *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*, 192, 1-7.
- [39] Rocha Mota L., Motta L.J., Duart I.D.S., Horliana A.C.R.T., Silva D.F.T.D., Pavani C., (2018), “Efficacy of phototherapy to treat facial ageing when using a red versus an amber LED: a protocol for a randomised controlled trial”, *BMJ open*, 8 (5), e021419.
- [40] Feehan J., Burrows S.P., Cornelius L., Cook A. M., Mikkelsen K., Apostolopoulos V., Husaric M., Kiatos D., (2018), “Therapeutic applications of polarized light: Tissue healing and immunomodulatory effects”, *Maturitas*, 116, 11-17.
- [41] Trelles M. A., Allones I., Mayo E., (2006), “Combined visible light and infrared light-emitting diode (LED) therapy enhances wound healing after laser ablative resurfacing of photodamaged facial skin”, *Medical Laser Application*, 21 (3), 165-175.
- [42] Barolet D., (2008), “Light-emitting diodes (LEDs) in dermatology”, *Seminars in cutaneous medicine and surgery*, 27 (4), 227-38.
- [43] Opel D. R., Hagstrom E., Pace A. K., Sisto K., Hirano-Ali S. A., Desai S., Swan J., (2015), “Light-emitting Diodes: A Brief Review and Clinical Experience”, *The Journal of clinical and aesthetic dermatology*, 8 (6), 36–44.
- [44] Kennedy R., (2023), “Phototherapy as a Treatment for Dermatological Diseases, Cancer, Aesthetic Dermatologic Conditions and Allergic Rhinitis in Adult and Paediatric Medicine”, *Life*, 13 (1), 196.
- [45] Nascimento L., Nascimento K., Pessoa D., Nicolau R., (2019), “Effects of Therapy with Light Emitting Diode (LED) in the Calcaneal Tendon Lesions of

- Rats: A Literature Review”, *The Scientific World Journal*, 2019 (6043019), 7 pages.
- [46] Culjat M., Goldenberg D., Tewari P., Singh R., (2010), “A review of tissue substitutes for ultrasound imaging”, *Ultrasound Med. Biol.*, 36 (6), 861–873.
 - [47] Makhamrah O., Ahmad M.S., Hjouj M., (2019), “Evaluation of liver phantom for testing of the detectability multimodal for hepatocellular carcinoma” 2019, 17–21.
 - [48] Cook J., Bouchard R., Emelianov S., (2011), “Tissue-mimicking phantoms for photoacoustic and ultrasonic imaging”, *Biomed. Opt.*, 2 (11), 3193-3206.
 - [49] Sekar S., Pacheco A., Martella P., Li H., Lanka P., Pifferi A., Andersson-Engels S., (2019), “Solid phantom recipe for diffuse optics in biophotonics applications: a step towards anatomically correct”, *Biomedical optics expr.*, 10 (4), 2090-2100.
 - [50] Shah J., Park S., Aglyamov S., Larson T., Ma L., Sokolov K., Johnston K., Milner T., Emelianov S., (2008), “Photoacoustic imaging and temperature measurement for photothermal cancer therapy”, *J. Biomed. Opt.*, 13 (3), 034024.
 - [51] Srinivasan R., Kumar D., Singh M., (2001), “Optical tissue-equivalent phantoms for medical imaging”, *Trends Biomater. Artif. Organs.*, 15, 42-47.
 - [52] Kim C., Garcia-Uribe A., Kothapalli S., Wang L., (2008), “Optical phantoms for ultrasound-modulated optical tomography”, *Proc. SPIE 6870, Design and Performance Validation of Phantoms Used in Conjunction with Optical Measurements of Tissue*.
 - [53] Çetin E., Durmuş H.O., Karaböce B., Kavaklı N., (2019), “Acoustical Characterization of Tissue - Mimicking Materials”, *Med. Meas. Appl. MeMeA 2019 - Symp. Proc.*
 - [54] White D., (1993), “The Design and Manufacture of Anthropomorphic Phantoms”, *Radiat. Prot. Dosimetry.*, 49 (1-3), 359–369.
 - [55] Dabbagh A., Abdullah B., Ramasindarum C., Abu Kasim N., (2014), “Tissue mimicking gel phantoms for thermal therapy studies”, *Ultrason. Imaging* , 36 (4), 291–316.
 - [56] Kaczmarek K., Mrówczyński R., Hornowski T., Bielas R., Józefczak A., (2019), “The effect of tissue-mimicking phantom compressibility on magnetic hyperthermia”, *Nanomaterials* , 9 (5), 803.

- [57] Negussie A., Partanen A., Mikhail A., Xu S., Abi-Jaoudeh N., Maruvada S., Wood B., (2016), “Thermochromic tissue-mimicking phantom for optimisation of thermal tumour ablation”, *Int. J. Hyperth.*, 32 (3), 239–243.
- [58] Yuan Y., Wyatt C., Maccarini P., Stauffer P., Craciunescu O., MacFall J., Dewhurst M., Das S., (2012), “A heterogeneous human tissue mimicking phantom for RF heating and MRI thermal monitoring verification”, *Physics in Medicine & Biology* , 57 (7), 2021–2037.
- [59] Bu-Lin Z., Bing H., Sheng-Li K., Huang Y., Rong W., Jia L., (2008), “A polyacrylamide gel phantom for radiofrequency ablation”, *Int. J. Hyperthermia*, 24 (7), 568–576.
- [60] Samira D., Fares D., Toufik B., (2019), “Experimental Ultrasonic NDT Signals of Cement paste and mortar Based on Time Frequency Analysis”, In 2019 International Conference on Advanced Electrical Engineering (ICAEE).
- [61] Blitz J., Simpson G., (1995), “Chapter 5 : The principles of Ultrasonic Testing”, *Ultrasonic methods of non-destructive testing (Vol. 2).*, Springer Science & Business Media., 85-86.
- [62] Lee S. C., Suen J. M., (1989), “Ultrasonic nondestructive evaluation of matrix structures and nodularity in cast irons”, *Metallurgical transactions A*, 20, 2399-2407.
- [63] Vo-Dinh T., (2006), “Handbook of spectroscopy”, John Wiley & Sons.
- [64] Cook J. R., Bouchard R. R., Emelianov S. Y., (2011), “Tissue-mimicking phantoms for photoacoustic and ultrasonic imaging”, *Biomedical Optics Express*, 2 (11), 3193.
- [65] Çetin E., Durmuş H. O., Karaböce B., (2018), “Inspection of an Ultrasonography Device by Using Ultrasound Phantom : An Example of Operator Proficiency Test”, 2018 Medical Technologies National Congress (TIPTEKNO).
- [66] Dimofte A., Finlay J. C., Zhu T. C., (2005), “A method for determination of the absorption and scattering properties interstitially in turbid media”, *Physics in Medicine and Biology*, 50 (10), 2291–2311.
- [67] “McGraw-Hill Dictionary of Scientific & Technical Terms”, (2003), The McGraw-Hill Companies Inc.
- [68] Yang L., Kruse B., (2004), “Revised Kubelka-Munk theory I Theory and application”, *Journal of the Optical Society of America A*, 21 (10), 1933.

- [69] Murphy A. B., (2006), “Modified Kubelka-Munk model for calculation of the reflectance of coatings with optically-rough surfaces”, *Journal of Physics D: Applied Physics*, 39 (16), 3571–3581.
- [70] Rich D. C., (1995), “Computer-aided design and manufacturing of the color of decorative and protective coatings”, *J. Coating Technology*, 37, 53–60.
- [71] Krewinghaus A. B., (1969), “Infrared Reflectance of Paints”, *Applied Optics*, 8 (4), 807.
- [72] Rennel C., Rigdahl M., (1994), “Enhancement of the light-scattering ability of coatings by using hollow pigments”, *Colloid & Polymer Science*, 272 (9), 1111–1117.
- [73] Beppu M. M., de Oliveira Lima E. C., Galembeck F., (1996), “Aluminum Phosphate Particles Containing Closed Pores: Preparation, Characterization, and Use as a White Pigment”, *Journal of Colloid and Interface Science*, 178 (1), 93–103.
- [74] Thiébaud F., Kneubühl F. K., (1983), “Infrared properties of quartz fibres and wool”, *Infrared Physics*, 23 (3), 131–148.
- [75] Kuhn J., Korder S., Arduini-Schuster M. C., Caps R., Fricke J., (1993), “Infrared-optical transmission and reflection measurements on loose powders”, *Review of Scientific Instruments*, 64 (9), 2523–2530.
- [76] Yamada N., Fujimura S., (1991), “Nondestructive measurement of chlorophyll pigment content in plant leaves from three-color reflectance and transmittance”, *Applied Optics*, 30 (27), 3964.
- [77] Fukshansky L., Fukshansky-Kazarinova N., Remisowsky A. M., (1991), “Estimation of optical parameters in a living tissue by solving the inverse problem of the multiflux radiative transfer”, *Applied Optics*, 30 (22), 3145.
- [78] Pollock D. D., (2018), “Thermocouples: theory and properties”, Routledge.
- [79] Web 3, (2021), <https://www.britannica.com/technology/thermocouple>, (Erişim Tarihi : 15.01.2021).
- [80] Web 4, (2019), <https://medlineplus.gov/ency/article/001982.htm>, (Erişim Tarihi : 11.09.2019).
- [81] Geneva I., Cuzzo B., Fazili T., Javaid W., (2019), “Normal Body Temperature: A Systematic Review.”, *Open Forum Infect Dis.*, 6 (4), 1-7.

- [82] Kim W., Calderhead, R., (2011), “Is light-emitting diode phototherapy (LED-LLLT) really effective?,” *Laser Ther.*, 20 (3), 205-215.
- [83] Peng Q., (2008), “Lasers in Medicine”, *Reports on Progress in Physics*, 71, 056701.
- [84] Gupta P., Swami M., Patel H., (2013), “Light–Tissue Interactions”, In *Handbook of Photomedicine.*, Boca Raton, FL, CRC Press.
- [85] Diederich C. J., Hynynen K., (1999), “Ultrasound technology for hyperthermia”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, 25 (6), 871-887.
- [86] Choi M., Lee H., Lee J., (2015), “Early Intervention for Low-Temperature Burns: Comparison between Early and Late Hospital Visit Patients”, *Arch Plast Surg.*, 42 (2), 173-178.
- [87] Ong B., (2005), “INJURY, FATAL AND NONFATAL | Burns and Scalds”, *Encyclopedia of Forensic and Legal Medicine*, J. Payne-James, Dü., Elsevier, 90-98.
- [88] Howarth P., Redgrave F., Germany P. T. B., Madsen S., Grafisk S., (2008), “Metrology–in short, 3rd edition”, EURAMET project, 1011.
- [89] Report, (2013), “Medical Devices Industry and Market Prospects 2013-2023”, Publication date: 23/10/2013.
- [90] Karaböce B., Durmuş H. O., Çetin E., (2019), “The importance of metrology in medicine”, In *CMBEBIH 2019: Proceedings of the International Conference on Medical and Biological Engineering*, Banja Luka, Bosnia and Herzegovina.
- [91] Schreyögg J., Bäuml M., Busse R., (2009), “Balancing adoption and affordability of medical devices in Europe”, *Health Policy*, 92 (2-3), 218-24.
- [92] Zimmerman M., (2014), “The Importance of Measuring Outcomes in Clinical Practice”, *Major Depressive Disorder*, 31 (10).
- [93] Squara P., Imhoff M., Cecconi M., (2015), “Metrology in Medicine: From Measurements to Decision, with Specific Reference to Anesthesia and Intensive Care”, *Anesth Analg.*, 120 (1), 66–75.
- [94] Tooker J., (2005), “The Importance of Measuring Quality and Performance in Healthcare”, *MedGenMed.*, 7 (2), 49.
- [95] Zaitseva E., (2017), “Importance Measures in Reliability Analysis of Healthcare System, Human – Computer Systems Interaction: Backgrounds and Applications 2, Part of the Advances in Intelligent and Soft Computing book

- series (AINSC, volume 98)", 2017 Springer International Publishing AG. Part of Springer Nature.
- [96] T. U. M. Enstitüsü, (2013), "Metroloji", 1. Baskı, Gebze-Kocaeli: TÜBİTAK Ulusal Metroloji Enstitüsü.
- [97] Web 5, (2021), <https://www.fluke.com/tr-tr/bilgi-edinin/blog/termal-goruntuleme/termal-kameralar-nasil-calisir>, (Erişim Tarihi : 15.01.2021).
- [98] Web 6, (2021), https://tr.wikipedia.org/wiki/Termal_kamera, (Erişim Tarihi : 15.01.2021).
- [99] Web 7, (2021), <https://www.sismikmarket.com/blog/icerik/termal-kamera-nasil-calisir-termal-kameralarin-calisma-prensipleri-nelerdir>, (Erişim Tarihi : 15.01.2021).
- [100] Pinot P., Silvestri Z., (2019), "Optical power meter using radiation pressure measurement", Measurement, 131, 109-119.
- [101] Web 8, (2022), "Blackbody Radiation", (2022), [Çevrimiçi]. [https://phys.libretexts.org/Bookshelves/University_Physics/Book%3A_University_Physics_\(OpenStax\)/Book%3A_University_Physics_III_-_Optics_and_Modern_Physics_\(OpenStax\)/06%3A_Photons_and_Matter_Waves/6.02%3A_Blackbody_Radiation](https://phys.libretexts.org/Bookshelves/University_Physics/Book%3A_University_Physics_(OpenStax)/Book%3A_University_Physics_III_-_Optics_and_Modern_Physics_(OpenStax)/06%3A_Photons_and_Matter_Waves/6.02%3A_Blackbody_Radiation), (Erişim Tarihi : 13.02.2022).
- [102] Web 9, (2022), "The Physics Hypertextbook", <https://physics.info/planck/>, (Erişim Tarihi : 15.02.2022).
- [103] Piela E. L., (2007), "Chapter 1 - THE MAGIC OF QUANTUM MECHANICS", Ideas of Quantum Chemistry, Elsevier, 1-54.
- [104] Web 10, (2018), <http://www.gunandcamera.com/ultimate-infrared-thermometer-guide>, (Erişim Tarihi: 15.01.2018).
- [105] Web 11, (2018), <http://www.gunandcamera.com/surface-emissivity>, (Erişim Tarihi: 15.01.2018).
- [106] Wellons M., (2007), "The Stefan-Boltzmann Law", Physics Department, The College of Wooster, Wooster, Ohio, 44691.
- [107] Musdal B. D., Kurt M., (2021), "Design of EM-artifact-free earphone based on the photoacoustic effect", Photoacoustics, 21 (100214).
- [108] Chen Q., Qin W., Qi W., Xi L., (2021), "Progress of clinical translation of handheld and semi-handheld photoacoustic imaging", Photoacoustics, 22 (100264).

- [109] Tan G., (2018), "Photoacoustic analysis and imaging techniques: Sound of light", *Particulate Science and Technology*, 36 (1), 29-37.
- [110] Liu L., Huan H., Zhang X., Zhang L., Shao X., Mandelis A., (2021), "Laser Induced Thermoelastic Contributions from Windows to Signal Background in a Photoacoustic Cell", *Photoacoustics*, 22 (100257).
- [111] Hosseinaee Z., Le M., Bell K., Reza P. H., (2020), "Towards non-contact photoacoustic imaging [review]", *Photoacoustics*, 20 (100207).
- [112] Liu L., Huan H., Zhang X., Zhang L., Shao X., Mandelis A., Dong L., (2021), "Laser induced thermoelastic contributions from windows to signal background in a photoacoustic cell", *Photoacoustics*, 22 (100257).
- [113] Thakur S. N., (2018), "Chapter 13 - Photoacoustic Spectroscopy: Applications in Security and Biology", *Molecular and Laser Spectroscopy*, Elsevier, 283-316.
- [114] Bayer C. L., Luke G. P., Emelianov S. Y., (2012), "Photoacoustic imaging for medical diagnostics", *Acoustics today*, 8 (4), 15.
- [115] Subramanian A. S., (2009), "Monitoring flavor quality, composition and ripening changes of Cheddar cheese using Fourier-transform infrared spectroscopy [Doctoral dissertation, The Ohio State University]".
- [116] Web 12, (2022), <https://www.sciencedirect.com/journal/photoacoustics/special-issue/107XM34RKBJ>, (Erişim Tarihi : 15.02.2022).
- [117] Beard P., (2011), "Biomedical photoacoustic imaging", *Interface focus*, 1 (4), 602-631.
- [118] Steinberg I., Huland D. M., Vermesh O., Frostig H. E., Tummers W. S., Gambhir S. S., (2019), "Photoacoustic clinical imaging", *Photoacoustics*, 14, 77-98.
- [119] Herrmann K., Pech-May N., Retsch M., (2021), "Photoacoustic thermal characterization of low thermal diffusivity thin films", *Photoacoustics*, 22 (100246).
- [120] Su J. L., Wang B., Wilson K. E., Bayer C. L., Chen Y. S., Kim S., Emelianov S. Y., (2010), "Advances in clinical and biomedical applications of photoacoustic imaging", *Expert opinion on medical diagnostics*, 4 (6), 497-510.
- [121] Sawada T., (1982), "Hikari Onkyou Bunkouhou to Sono Ouyou - PAS [Applications of Photoacoustic Spectroscopy - PAS]", *Japan Scientific Societies Press*, 10.
- [122] Haisch C., (2011), "Photoacoustic spectroscopy for analytical measurements", *Meas. Sci. Technol.*, 23 (012001).

- [123] Oraevsky A., Clingman B., Zalev J., Stavros A., Yang W., Parikh J., (2018), “Clinical optoacoustic imaging combined with ultrasound for coregistered functional and anatomical mapping of breast tumors”, *Photoacoustics*, 12, 30-45.
- [124] Zhou J., Jokerst J. V., (2020), “Photoacoustic imaging with fiber optic technology: A review”, *Photoacoustics*, 20 (100211).
- [125] Zhang Y., Hong H., Cai W., (2011), “Photoacoustic imaging”, *Cold Spring Harbor Protocols*.
- [126] Mehra N. K., Jain K., Jain N. K., (2016), “Multifunctional carbon nanotubes in cancer therapy and imaging”, In *Nanobiomaterials in Medical Imaging*, William Andrew Publishing, 421-453.
- [127] Manohar S., Gambhir S., (2020), “Clinical photoacoustic imaging”, *Photoacoustics*, 19 (100196).
- [128] Hariri A., Lemaster J., Wang J., Jeevarathinam A. S., Chao D. L., Jokerst J. V., (2018), “The characterization of an economic and portable LED-based photoacoustic imaging system to facilitate molecular imaging”, *Photoacoustics*, 9, 10-20.
- [129] Pinto D., Moser H., Waclawek J. P., Russo S. D., Patimisco P., Spagnolo V., Lendl B., (2021), “Parts-per-billion detection of carbon monoxide: A comparison between quartz-enhanced photoacoustic and photothermal spectroscopy”, *Photoacoustics*, 22 (100244).
- [130] Krishnaswamy S., (2008), “Photoacoustic Characterization of Materials”, In *Springer Handbook of Experimental Solid Mechanics*, Boston, MA, USA: Springer, 769–800.
- [131] Web 13, (2022), <https://www.eurobioimaging.eu/service/photoacoustic-imaging-pai-> (Erişim Tarihi : 15.02.2022).
- [132] Keeratirawee K., Hauser P. C., (2021), “Photoacoustic detection of ozone with a red laser diode”, *Talanta*, 223, Part 2, (121890).
- [133] Volkov D. S., Rogova O. B., Proskurnin M. A., (2020), “Photoacoustic and photothermal methods in spectroscopy and characterization of soils and soil organic matter”, *Photoacoustics*, 17 (100151).
- [134] Park S. M., Kim D. Y., Cho S.W., Kim B.M., Lee T. G., Kim C.S., Lee S.W., (2020), “Quickly Alternating Green and Red Laser Source for Real-time Multispectral Photoacoustic Microscopy”, *Photoacoustics*, 20 (100204).

- [135] Ashton H. S., MacKenzie H. A., Rae P., Shen Y. C., Spiers S., Lindberg J., (1999), "Blood glucose measurements by photoacoustics", 463 (1), 570-572.
- [136] Tabaru T. E., Saraçoğlu Ö. G., (2014), "Darbeli Lazer Diyot Uyartımlı Fotoakustik Yöntemle Glikoz Algılanması", Eleco 2014 Elektrik – Elektronik – Bilgisayar ve Biyomedikal Mühendisliği Sempozyumu, Bursa.
- [137] Rajeshkumar G., Vishnupriyan R., Selvadeepak S., (2020), "Tissue Mimicking Material an Idealized Tissue Model for Clinical Applications: A Review", Materials Today: Proceedings.
- [138] McGarry C. K., Grattan L. J., Ivory A. M., Leek F., Liney G. P., Liu Y., Clark C. H., (2020), "Tissue mimicking materials for imaging and therapy phantoms: a review", Physics in Medicine & Biology.
- [139] Thouvenot A., Poepping T., Peters T. M., Chen E. C., (2016), "Characterization of various tissue mimicking materials for medical ultrasound imaging", In Medical Imaging 2016: Physics of Medical Imaging,» International Society for Optics and Photonics, 9783 (97835E).
- [140] Culjat M. O., Goldenberg D., Tewari P., Singh R. S., (2010), "A review of tissue substitutes for ultrasound imaging", Ultrasound in medicine & biology, 36 (6), 861-873.
- [141] Baddour N., Mandelis A., (2015), "The Effect of Acoustic Impedance on Subsurface Absorber Geometry Reconstruction using 1D Frequency-Domain Photoacoustics", Photoacoustics, 3 (4), 132-142.
- [142] Karaböce B., Çetin E., Durmuş H. O., Özdingiş M., Öztürk H., Mahmat K., Güler M. A., (2018), "Investigation of different TMMs in high intensity focused ultrasound applications", 2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA).
- [143] Brewin M. P., Pike L. C., Rowland D. E., Birch, M. J., (2008), "The acoustic properties, centered on 20 MHz, of an IEC agar-based tissue-mimicking material and its temperature, frequency and age dependence", Ultrasound in medicine & biology, 34 (8), 1292-1306.
- [144] Zerhouni M. B., Rachedine M., (1993), "Ultrasonic calibration material and method", Patent: US005196343A.
- [145] Gutierrez M. I., Lopez-Haro S. A., Vera A., Leija L., (2016), "Experimental verification of modeled thermal distribution produced by a piston source in physiotherapy ultrasound", BioMed research international, 2016, 5484735.

- [146] Nadeem M. Y., Ahmed W., (2000), "Optical properties of ZnS thin films", Turkish Journal of Physics, 24 (5), 651-659.
- [147] Harvey D. T., (2003), "Analytical Chemistry for Technicians", 3rd Edition, John Kenkel.
- [148] Chang S., Bowden A. K., (2019), "Review of methods and applications of attenuation coefficient measurements with optical coherence tomography", Journal of biomedical optics, 24 (9), 090901.
- [149] Torrent J., Barrón V., (2008), "Methods of Soil Analysis Part 5—Mineralogical Methods", Diffuse reflectance spectroscopy., 367-385.
- [150] Wilson B. C., (1995), "In Optical-thermal response of laser-irradiated tissue", Measurement of tissue optical properties: methods and theories., Boston, MA, Springer, 233-303.
- [151] Jeong E. J., Song H. W., Lee Y. J., Park S. J., Yim M. J., Lee S. S., Kim B. K., (2017), "Fabrication and characterization of PVCP human breast tissue-mimicking phantom for photoacoustic imaging", BioChip Journal, 11 (1), 67-75.
- [152] Web 14, (2020), https://www.optris.global/downloads-infrared-cameras?file=tl_files/pdf/Downloads/Infrared%20Cameras/Datasheet%20optris%20PI%20450i.pdf, (Erişim Tarihi : 15.08.2020).
- [153] Web 15, (2020), <https://www.optotronics.com/635nm-red-laser-systems.php> (Erişim Tarihi : 20.05.2020).
- [154] Web 16, (2021), <https://heliotherapyreviews.com/red-light/red-light-therapy-dosing-guide/>, (Erişim Tarihi : 15.01.2021).
- [155] Fraser J., Williams R., (2009), "Handbook of Forensic Science", London: Taylor & Francis, 192.
- [156] Ntombela L., Adeleye B., Chetty N., (2020), "Low-cost fabrication of optical tissue phantoms for use in biomedical imaging", Heliyon, 6 (3), e03602.
- [157] Sun P., Wang Y., (2010), "Measurements of optical parameters of phantom solution and bulk animal tissues in vitro at 650 nm.", Optics & Laser Technology, 42 (1), 1-7.
- [158] Durmuş H. O., Kocaata S., Naz G., Çelik Y. E., Çetin E., Karaböce B., Seyidov M. Y., (2020), "Investigation of Basic Optical Properties of Tissue Phantoms Under 635 nm Low-Level Laser Irradiation" 2020 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA).

- [159] Web 17, (2020), <https://www.sanovadermatology.com/vascular-lesions/how-do-lasers-target-and-treat-the-skin/>, (Erişim Tarihi : 15.08.2020).
- [160] Zhang Y., Hong H., Cai W., (2011), “Photoacoustic imaging”, Cold Spring Harbor Protocols, 9.



ÖZGEÇMİŞ

Hüseyin Okan DURMUŞ 1995 yılında Orta Doğu Teknik Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü'nden mezun oldu. 1998 yılında Orta Doğu Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Bölümü'nde "Spectroscopic studies of melittin in solutions and in lipid bilayers / Melitinin çözelti ve lipid çift katmanlarındaki spektroskopik çalışmaları" isimli tez çalışması ile yüksek lisansını tamamladı. Halen TÜBİTAK UME Medikal Metroloji Laboratuvarı'nda Kıdemli Başuzman Araştırmacı olarak çalışmaktadır. Çalışma konuları; medikal metroloji konusunda kalibrasyonlar ve deneyler, akustik, ultrasonik ve medikal optik üzerine araştırmalardır. Ulusal ve uluslararası projelerde yürütücü ve araştırmacı olarak görev almıştır. Ulusal ve uluslararası dergilerde, kitaplarda ve bilimsel konferanslarda yayınlanmış 80'nin üzerinde bildirileri, makaleleri ve kitap bölümleri bulunmaktadır. 2016 yılından bu yana Gebze Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim dalında Doktora öğrenimini sürdürmektedir.

EKLER

Ek A: Tez Çalışması Kapsamında Yapılan Yayınlar

SCI-E and Scopus Kapsamındaki Yayınlar

Durmuş H.O., Karaböce B., Seyidov M.Y., (2023), "Experimental and Comparative Study of Optical Properties of Different Phantoms by the Kubelka–Munk Function Approach", Journal of Applied Spectroscopy, 90 (1), 198-205.

Durmuş H.O., Karaböce B., Seyitsoy M., (2022), "Evaluation of Safety and Suitability of Temperature Impacts of a Low-Power Laser on the Muscle Phantom for Laser Therapy = Lazer Tedavisi İçin Düşük Güçlü Bir Lazerin Kas Fantomu Üzerindeki Sıcaklık Etkilerinin Güvenlik ve Uygunluk Değerlendirilmesi", 2022 Medical Technologies Congress (TIPTEKNO 2022), Antalya, 31 October-2 November 2022, - : DOI : 10.1109/TIPTEKNO56568.2022.9960182 : Article Number : 9960182.

Durmuş H.O., Birlikseven C., Karaböce B., Seyitsoy M., (2022), " Investigation of Photoacoustic Effect on Different Materials = Fotoakustik Etkinin Farklı Malzemeler Üzerinde İncelenmesi", 2022 Medical Technologies Congress (TIPTEKNO 2022), Antalya, 31 October-2 November 2022, -:DOI : 10.1109/TIPTEKNO56568.2022.9960208 : Article Number : 9960208.

Durmuş H.O., Çetin Arı E., Karaböce B., Seyidov M. Yu., (2022), "Experimental Evaluation of Temperature and Optical Power Generated by a LED Therapy Device on an Agar Phantom", 17th IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA 2022), Messina, 22-24 June 2022, - :DOI:10.1109/MeMeA54994.2022.9856562 : 1-6.

Durmuş H.O., Karaböce B., Seyitsoy M., (2021), "Irradiance and Dose Calculations Created by IPL Light in the Muscle Phantom =IPL Işığının Kas Fantomu İçinde Oluşturduğu Işık Akısı ve Doz Hesaplamaları", 2021 Medical Technologies Congress (TIPTEKNO 2021), -:DOI : 10.1109/TIPTEKNO53239.2021.9632893 : Article Number 9632893.

Durmuş H.O., Arı E., Karaböce B., Seyidov M. Yu., (2021), "Investigation of Temperature Effects of a 635 nm Low Power Solid-state Diode Laser on Agar Phantom Using Two Different Thermocouples", Results in Optics, 5(100142).

Durmuş H.O., Arı E., Karaböce B., Seyidov M.Y., (2020), "Investigation of Temperature Effects Produced by an Epilation Device within Agar Phantom= Bir Epilasyon Cihazının Agar Fantomu İçinde Ürettiği Sıcaklık Etkilerinin İncelenmesi", 2020 Medical Technologies Congress (TIPTEKNO 2020), -:DOI: 10.1109/TIPTEKNO50054.2020.9299265 : Article number 9299265.

Durmuş H.O., Çetin E., Karaböce B., Seyidov M.Y., (2020), "Measurements of Temperature and Optical Power Caused by an IPL Therapy Device on an Artificial Tissue", Results in Optics, 1(100001).

Durmuş H.O., Kocaata S., Naz G., Çelik Y., Çetin E., Karaböce B., Seyidov M.Y., (2020), "Investigation of Basic Optical Properties of Tissue Phantoms under 635 nm Low-Level Laser Irradiation", 15th IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA 2020) Bari, Italy.

Durmuş H.O., Çetin E., Demirkıran E., Karaböce B., Seyitsoy M., (2019), "Investigation of the Temperature Effect of the LED Therapy Device on Tissue-Mimicking Material, Turkish Physical Society 35th International Physics Congress (TPS 2019) ", AIP Conference Proceedings, 2178: <https://doi.org/10.1063/1.5135400>: Article number 030002.

Durmuş H.O., Çetin E., Karaböce B., Seyitsoy M. (2019), "Investigation of the Temperature Effect of the IPL Therapy Device on Tissue-Mimicking Material (Turkish Physical Society 35th International Physics Congress (TPS35))", AIP Conference Proceedings, 2178: <https://doi.org/10.1063/1.513539>: Article number 020002.

Kitap Bölümü Olarak Yapılan Yayınlar

Durmuş H.O., Karaböce B., Seyidov M.Y., (2022), "Optical Parameter Measurements of IRET Calibrators", Kabadayı, A. (ed)., "Action Research in Educational Sciences", Lyon : Livre De Lyon, 22. (978-2-38236-282-2).

Durmuş H.O., Arı E., Karaböce B., Seyidov M.Y., (2021), "Temperature Characterization of Light Sources Such As Low-Power Laser, Intense Pulsed Light (IPL) an", Kavak, D. (ed)., "Temperature Characterization of Light Sources Such As Low-Power Laser, Intense Pulsed Light (IPL) and Light Emitting Diode (LED) Used for Therapeutic Purposes on Tissue-Mimicking Materials in Current Engineering Sciences Research (pp. 61-80) ", Lyon : Livre De Lyon, 20. (978-2-38236-091-0).

Durmuş H.O., Arı E., Karaböce B., Seyidov M.Y., (2021), "Safety Assessment of a 635 nm Low-Power Solid State Medical Laser on Zerdine Phantom", Kavak, D. (ed)., "Safety Assessment of a 635 nm Low-Power Solid State Medical Laser on Zerdine Phantom in Current Engineering Sciences Research (pp. 81-101)", Lyon : Livre De Lyon, 21. (978-2-38236-091-0).

Diğer İndekslerde Yayınlanan Yayınlar

Durmuş H.O., Karaböce B., Arı E., Seyidov M.Y., (2023), "Opto-Acoustical Characterization of Phantoms", Azerbaijan Journal of Physics / AJP Fizika, 29 (2), 11-18.

Durmuş H.O., Karaböce B., Seyidov M.Y., (2023), "Investigating the Temperature Effects of a Low-Power Laser on a Tissue-Like Material Using NTC-Type Thermistor Sensors and Calculating Energies by Heat Transfer Equation", Azerbaijan Journal of Physics / AJP Fizika, 29 (2), 3-10.

Durmuş H.O., Karaböce B., Seyidov M.Y., (2023), "Experimental and Comparative Study of Optical Properties of Different Phantoms by the Kubelka–Munk Function Approach", *Zhurnal Prikladnoii Spektroskopii*, 90 (1), 124.

Durmuş H.O., Seyidov M.Y., (2022), "Determination of Microscopic Optical Properties of Agar and Zerdine Phantoms at 635 nm Using Kubelka-Munk Function Approach: A Numerical Study", *International Journal of Advances in Applied Sciences (IJAAS)*, 11 (4), 356-359.

Durmuş H.O., Seyidov M.Y., (2022), "Demonstrating the Importance of Emissivity Measurement in Determining the Doses of Light Sources on Tissue Mimicking Materials Such as Laser, IPL and LED", *Azerbaijan Journal of Physics / AJP Fizika*, 28 (3), 16-26.

Durmuş H.O., Seyidov M.Y., (2022), "Measurement of Internal and Surface Temperatures and Optical Properties Of Zerdine Phantom under 635 Nm Low Level Laser Irradiation", *Azerbaijan Journal of Physics / AJP Fizika*, 28 (3) 39-47.

Durmuş H.O., Seyidov M.Y., (2022), "Photoacoustic Effect Studies Carried Out on Tissue-Mimicking Phantoms", *Euroasia Journal of Mathematics, Engineering, Natural & Medical Sciences*, 9 (22), 62-82.

Durmuş H.O., Gün N., Karaböce B., Seyidov M.Y., (2021), "Investigation of Temperature Effects of a Low-Level Laser Source within the Muscle Phantom", *International Journal of Advances in Applied Sciences (IJAAS)*, 10 (4), 373-377.

Durmuş H.O., Arı E., Karaböce B., Seyidov M.Y., (2020), "Investigation of Temperature Effects of a 635 nm Low Power Solid-State Diode Laser on Zerdine Phantom Using Two Different Thermocouples", *European International Journal of Science and Technology*, 9 (11), 37-49.

Kongre ve Konferanslarda Yayınlanan Yayınlar

Durmuş H.O., Sametoğlu F., Karaboce B., Seyidov M.Y., (2021), "Investigation of Macroscopic and Microscopic Optical Properties of Agar-Based IEC Phantom", *Middle East International Conference on Contemporary Scientific Studies-V*, Ankara (27-28/03/2021).

Durmuş H.O., Arı E., Karaböce B., Seyidov, M.Y., (2021), "Evaluation of Temperature Effects of a 635 nm Wavelength Low-Power Laser with a Thermal Camera and an Optical Power Meter", *1st International Health Sciences and Biomedical Congress (ISARC)*, Ankara (23-24/01/2021).

Durmuş H.O., Arı E., Karaböce, B., Seyidov M.Y., (2020), "635 nm Düşük Güçlü Katı-Hal Bir Lazerin Zerdine Fantomu Üzerinden Yapılan Güvenlik Değerlendirmesi", *5. Uluslararası Hipokrat Tıp ve Sağlık Bilimleri Kongresi*, Online (18-19/12/2020).

Durmuş H.O., Arı E., Karaböce B., Seyidov M.Y., (2020), "Investigation of Temperature Effects of a 635 nm Low Power Solid-State Laser on Tissue-Mimicking Materials Using Two Different Thermocouples", 9th International Conference on Engineering and Natural Sciences (ISPEC), Ankara (13-15/11/2020).

Durmuş H.O., Çetin E., Karaböce B., Seyidov M.Y., (2020), "Opto-Acoustical Characterization of Phantoms", International Hazar Scientific Researches Conference-I, Bakü (18-20/09/2020).

Durmuş H.O., Karaböce B., Seyidov M.Y., (2020), "Investigation of Temperature Effects of a Low-Level Laser Source Within Different Phantoms ", 3rd International Conference on Physical Chemistry & Functional Materials, Malatya (22-24/09/2020).

Durmuş H.O., Çetin E., Karaböce B., Seyidov, M.Y., (2020), "Investigation of Optical Properties of Phantoms by Kubelka-Munk Function Approach", Turkish Physical Society 36th International Physics Congress, İstanbul (01-05/09/2020).

Durmuş H.O., Gün N., Karaböce B., Seyidov, M.Y., (2020), "Investigation of Temperature Effects of a Low-Level Laser Source Within the Muscle Phantom", Turkish Physical Society 36th International Physics Congress, İstanbul (01-05/09/2020).

Ek B: Kullanılan Isıl Çiftlerin Belirsizlik Bütçeleri

Physitemp marka ultra ince T tipi ısı çifti için hesaplanan belirsizlik bütçesi

Belirsizlik Kaynakları	Olasılık Dağılımı	Hata Değeri (°C)	Duyarlılık Katsayıları (Bölen)	Belirsizlik (°C)
Sertifikadan gelen kalibrasyon belirsizliği (k=2)	Normal	0.04	2.00	0.02
Analizör kalibrasyonu (Gerilim)	Normal	0.04	2.00	0.02
Histerezis	Dikdörtgen	0.02	1.73	0.01
Ortam (hava) sıcaklığı	Dikdörtgen	0.1	1.73	0.06
Lazer ve ısı çifti konumlandırmada yanlış hizalama	Dikdörtgen	0.60	1.73	0.35
Viskoz ısıtma	Dikdörtgen	0.30	1.73	0.17
Tekrarlanabilirlik	Normal	0.02	1.00	0.02
Bileşik Standart Belirsizlik				0.39
Genişletilmiş Belirsizlik (k=2)				0.78

Metronik marka T tipi ısı çifti için hesaplanan belirsizlik bütçesi

Belirsizlik Kaynakları	Olasılık Dağılımı	Hata Değeri (°C)	Duyarlılık Katsayıları (Bölen)	Belirsizlik (°C)
Sertifikadan gelen kalibrasyon belirsizliği (k=2)	Normal	0.2	2	0.1
Analizör kalibrasyonu (Gerilim)	Normal	0.04	2.00	0.02
Histerezis	Dikdörtgen	0.02	1.73	0.01
Ortam (hava) sıcaklığı	Dikdörtgen	0.1	1.73	0.06
Lazer ve ısı çifti konumlandırmada yanlış hizalama	Dikdörtgen	0.60	1.73	0.35
Viskoz ısıtma	Dikdörtgen	0.30	1.73	0.17
Tekrarlanabilirlik	Normal	0.04	1.00	0.04
Bileşik Standart Belirsizlik				0.41
Genişletilmiş Belirsizlik (k=2)				0.82

NTC tipi termistör sıcaklık sensörü için hesaplanan belirsizlik bütçesi

Belirsizlik Kaynakları	Olasılık Dağılımı	Hata Değeri (°C)	Duyarlılık Katsayıları (Bölen)	Belirsizlik (°C)
Sertifikadan gelen kalibrasyon belirsizliği (k=2)	Normal	0.5	2.00	0.25
Analizör kalibrasyonu (Gerilim)	Normal	0.04	2.00	0.02
Histerezis	Dikdörtgen	0.02	1.73	0.01
Ortam (hava) sıcaklığı	Dikdörtgen	0.1	1.73	0.06
Lazer ve ısı çifti konumlandırmada yanlış hizalama	Dikdörtgen	0.60	1.73	0.35
Viskoz ısıtma	Dikdörtgen	0.30	1.73	0.17
Tekrarlanabilirlik	Normal	0.05	1.00	0.05
Bileşik Standart Belirsizlik				0.47
Genişletilmiş Belirsizlik (k=2)				0.94